

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. GERHARD HANDEL
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**In- vitro Vergleich der Bruchfestigkeit und Randschlussverhalten
von CAD- CAM- gefertigten Zirkoniumdioxidkronen,
lasergesinterten und gegossenen Metallkeramikronen**

Inaugural- Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Christian Thaller
aus Augsburg

2008

Dekan:

1. Berichterstatter:

2. Berichterstatter:

Tag der mündlichen Prüfung:

Prof. Dr. Bernhard Weber

Prof. Dr. Gerhard Handel

Prof. Dr. Dr. Peter Proff

20. Februar 2009

Meiner Frau Barbara
und meinen Eltern
in großer Dankbarkeit gewidmet

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. der Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	8
2	Grundlagen	10
2.1	Kronenversorgungen- Allgemeiner Überblick	10
2.2	Werkstoffkundliche Grundlagen	12
2.2.1	Werkstoffkundliche Grundbegriffe von Keramiken	12
2.2.1.1	Biegefestigkeit	12
2.2.1.2	Elastizitätsmodul	13
2.2.1.3	Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)	14
2.2.1.4	Oberflächenqualität	15
2.2.1.5	Volumendefekte	16
2.2.1.6	Bruchfestigkeit	16
2.2.1.7	Weibull- Modul	17
2.2.1.8	Risszähigkeit	18
2.2.1.9	Dauerfestigkeit	19
2.2.2	Vollkeramische Systeme	20
2.2.2.1	Silikatkeramiken	20
2.2.2.1.1	Feldspatkeramik	20
2.2.2.1.2	Glaskeramik	21
2.2.2.2	Oxidkeramik	22
2.2.2.2.1	Glasinfiltrierte Keramik	22
2.2.2.2.2	Polykristalline Keramiken	23
2.2.3	Zirkoniumdioxid	23
2.2.3.1	Herkunft, Vorkommen und natürliche Struktur	23
2.2.3.2	Yttrium- teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y- TZP)	25
2.2.4	Dentale Verblendkeramiken	27
2.2.4.1	Struktur und Eigenschaften der Verblendkeramiken	28
2.2.4.2	Verblendkeramik für Zirkoniumdioxid- und Metallgerüste	28
2.2.4.3	Verbund zwischen Verblendkeramik und Zirkoniumdioxid bzw. Metall....	29
2.2.4.4	Prüfung des Haftverbundes und Frakturanalyse	29
2.2.5	CAD – CAM- Technologie	32
2.2.5.1	Entwicklung dentaler CAD- CAM-Systeme	33
2.2.5.2	Dentale CAD- CAM Fertigung	33
2.2.5.3	Herstellung der Y- TZP Kappchen im CAD- CAM- Verfahren	35
2.2.5.3.1	Industrielle Vorbereitung der Zirkoniumdioxidkeramik für die CAD- CAM Verarbeitung	35
2.2.5.3.2	Methoden zur Bearbeitung von Zirkoniumdioxidkeramik	36
2.2.5.4	Auswirkung der verschiedenen Bearbeitungsverfahren und der Nachbearbeitung auf die Qualität der Restauration	38
2.2.5.4.1	Einfluss der Oberflächenbearbeitung	38
2.2.5.4.2	Passgenauigkeit der CAD- CAM Restaurationen	39
2.2.6	Einfluss des TCML auf die Festigkeit der CAD- CAM- Restaurationen	39
2.2.7	Komposite	41
2.2.7.1	Variolink II	43
2.2.8	Konventionelle Zemente	44
2.2.8.1	Harvardzement	47
2.2.9	Verbundmechanismen	47
2.2.9.1	Verbund Komposit- Schmelz- Dentin	47

2.2.9.1.1 Syntac- System	50
2.2.9.2 Verbund Komposit- Zirkoniumdioxid	51
2.2.9.3 Verbund Komposit- Metall	51
2.2.9.3.1 Rocatec- System	52
3 Material und Methode	54
3.1 Fragestellung	54
3.2 Einteilung der Prüfungsgruppen	54
3.3 Präparation und Herstellung der Modelle und Kronenrestorationen	55
3.3.1 Sockelung der Zähne und Herstellung des künstlichen Parodonts	55
3.3.2 Präparation der Zähne	56
3.3.3 Abformung und Modellherstellung	57
3.3.4 Herstellung der konventionellen Verblendkeramikkkronen	57
3.3.5 Herstellung der lasergesinterten Verblendkeramikkkronen (Fa. Bego medifactoring)	59
3.3.6 Herstellung der Cercon- Vollkeramikkkronen	61
3.3.7 Herstellung der Lava- Vollkeramikkkronen	65
3.3.8 Herstellung der Digizon Vollkeramikkkronen	67
3.3.9 Abschließender Glanzbrand	68
3.4 Befestigung der Kronen	68
3.4.1 konventionelle Zementierung mit Harvard Cement	68
3.4.2 adhäsive Zementierung mit Variolink II	69
3.5 Materialprüfungen	70
3.5.1 In-vitro- Alterung der Proben durch Kausimulation	70
3.5.2 Bestimmung der Bruchfestigkeit	71
3.5.3 Rasterelektronische Untersuchung der Restaurationsränder	72
3.6 Statistische Auswertung	75
3.6.1 Mann- Whitney U-Test	75
3.6.2 Boxplotdarstellung	75
4 Ergebnisse	76
4.1 Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung	76
4.1.1 Vergleich adhäsiver und konventioneller Zementierung	76
4.1.1.1 Ergebnisse der adhäsiven Befestigung	76
4.1.1.2 Ergebnisse der konventionellen Zementierung	76
4.1.1.3 Vergleich	78
4.1.2 Vergleich der untersuchten CAD- CAM- Systeme	79
4.1.2.1 Vergleich bei adhäsiver Befestigung	79
4.1.2.2 Vergleich bei konventioneller Zementierung	79
4.2 Bruchmodus bzw. Versagensformen	81
4.3 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der Restaurationsränder	82
4.3.1 Adhäsive Befestigung	82
4.3.1.1 Übergang Zement/ Krone	82
4.3.1.2 Übergang Zement/ Zahn	84
4.3.2 Konventionelle Zementierung	87
4.3.2.1 Übergang Zement/ Krone	87
4.3.2.2 Übergang Zement/ Zahn	89
4.3.3 Vergleich adhäsiver und konventioneller Zementierung	92
4.3.3.1 Vergleich der Zemente Variolink II und Harvard vor TCML	92

4.3.3.2	Vergleich der Zemente Variolink II und Harvard nach TCML	93
5	Diskussion	96
5.1	Diskussion der Methodik	96
5.1.1	In- vitro- Untersuchung	96
5.1.2	Herstellung der Probekörper	96
5.1.3	Simulation der Zahnbeweglichkeit.....	100
5.1.4	Alterungssimulation	101
5.1.4.1	Thermische Wechselbelastung	102
5.1.4.2	Mechanische Wechselbelastung.....	103
5.1.4.3	Wasserlagerung	103
5.1.5	Untersuchung der Bruchfestigkeit.....	104
5.2	Diskussion der Ergebnisse	106
5.2.1	Komplikationen nach Alterungssimulation.....	106
5.2.2	Bruchmodus	107
5.2.3	Bruchfestigkeit	108
5.2.4	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Randschlussqualität	111
5.3	Klinische Schlussfolgerungen	113
6	Zusammenfassung	115
7	Literaturverzeichnis.....	116
8	Abbildungsverzeichnis	139
9	Danksagung	140
10	Lebenslauf	141

1 Einleitung

Der Wunsch vieler Patienten nach ästhetischen Restaurationsmöglichkeiten mit festsitzendem Zahnersatz, auch im Seitenzahnbereich, führte in der Zahnmedizin schon früh zur Verwendung von zahnfarbenen Werkstoffen. Inzwischen stehen dem Behandler und dem Patienten verschiedene Systeme mit unterschiedlicher Qualität, mechanischer Festigkeit, Biokompatibilität und Ästhetik, aber auch Preisklasse zur Auswahl. Das Spektrum reicht von faserverstärkten Kunststoffkronen, über aus Dentallegierungen bestehenden Kronengerüsten, die mit Kunststoff oder Keramik verblendet werden, bis hin zu hochfesten Vollkeramik-kronen, mit Gerüstmaterialien die auch in der Luft- und Raumfahrt zum Einsatz kommen. Über Jahrzehnte hinweg haben sich in klinischer und ästhetischer Hinsicht Zahnersatzversorgungen auf Basis keramisch verblendeter Dentallegierungen bewährt. Edelmetallhaltige Legierungen für die Aufbrenntechnik müssen aber unedle Legierungsbestandteile enthalten, um einen suffizienten Keramik- Metall- Verbund zu erzielen [1]. Durch die Korrosionsprozesse, die im Milieu der Mundhöhle stattfinden, werden Metallionen der unedlen Bestandteile freigesetzt. Die Tatsache, dass sich die höchste Konzentration dieser Ionen am Kronenrand befindet, der direkten Kontakt zum inneren Saumepithel hat, wird mit der Pathogenese von Parodontalerkrankungen in Verbindung gebracht [2]. Metallgeschmack, Verfärbung von Zahnhartsubstanzen und Weichgeweben, Entzündungen der Gingiva und Parodontolysen sind die Folge der Verwendung nicht korrosionsstabiler Legierungen [3- 5]. Auch minimale Porositäten in Form von äußerst kleinen Gusslunkern oder Einschlüsse von Einbettmasse im dünn auslaufenden Kronenrand führen zu Gingivairritationen. Im Bezug auf die Farbgestaltung lassen sich nur gute Ergebnisse bei großer Schichtstärke der Keramik erzielen, was eine entsprechende Präparation erforderlich macht.

Vollkeramische Restaurationen hingegen verfügen über eine sehr gute Biokompatibilität, hervorragende ästhetische Eigenschaften und Farbbeständigkeit. Sie zeichnen sich außerdem durch eine hohe Beständigkeit im Mundmilieu aus und weisen eine geringe Tendenz zur Plaqueanlagerung auf [6, 7].

Diesen positiven Eigenschaften stehen jedoch die Probleme, die im Zusammenhang mit der Sprödigkeit der Keramik auftreten gegenüber. Zwar konnten die mechanischen Eigenschaften der keramischen Materialien durch die Entwicklung von Verstärkungsmechanismen, Techniken der Rissablenkung und Methoden zur Verhinderung eines Weiterlaufens von Mikrorissen entscheidend verbessert werden [6, 8], so führte aber doch erst die Anwendung ingenieurwissenschaftlicher Erkenntnisse aus dem Bereich der technischen Keramik dazu, dass der sichere Einsatz vollkeramischer Systeme auch für Kronen und Brücken gewährleistet ist.

Oxidkeramiken wie Aluminiumoxid und im Besonderen Zirkoniumdioxid, die wegen ihrer mechanischen Festigkeit Hochleistungskeramiken genannt werden, kommen sogar bei der Konstruktion weitspanniger Brücken zum Einsatz. Zirkoniumdioxid dient dabei als Gerüstwerkstoff, der zur Bearbeitung Systeme aus der CAD- CAM, bzw. CAM- Technologie bedarf. Dies führte zu der Überlegung, ob durch computergestützte Herstellung von Zahnersatz zahntechnische Prozesse nicht präziser, effektiver und wirtschaftlicher ablaufen könnten. Mittlerweile stehen diverse Produkte auf dem Markt zur Verfügung, die einerseits im CAD- CAM Verfahren hergestellte Vollkeramikkonstruktionen, aber auch lasergesinterte Metallkronen- und Brückengerüste anbieten, die keinerlei Fremdkörpereinschlüsse und Lunker aufweisen. Es ist also möglich, die gesamte Palette des festsitzenden Zahnersatzes unterstützt durch die Computertechnologie herzustellen. Sowohl durch die Einsparung von Arbeitskräften, als auch durch die Verwendung von Zirkoniumdioxid als preiswerte Alternative zu hochgoldhaltigen Legierungen sollen sie für Patient und Zahnarzt eine wirtschaftlichere Variante von Zahnersatz, durch die Präzision der Computertechnik eine hochwertige Alternative zum handgefertigten Zahnersatz sein.

Ziel dieser Studie war es, vergleichend die Bruchfestigkeit und das Randschlussverhalten von verschiedenen CAD- CAM- gefertigten Keramikkronen in Abhängigkeit der Art der Befestigung bzw. Zementierung zu ermitteln. Die konventionelle Befestigung der Einzelkronen erfolgte mit Harvard- Cement, einem Zinkoxidphosphatzement. Zur adhäsiven Befestigung der Restaurationen diente das Befestigungskomposit Variolink II. Orale Einflüsse wie Kaukraft, Hydrolyse und thermische Wechselbelastung auf die Einzelkronenversorgungen wurden durch Simulation einer 5- jährigen Belastung berücksichtigt. Zudem wurden mögliche Versagensformen der Keramikkronen und der Kronenbefestigung, sowie der verwendeten Materialien dokumentiert. Aufgrund der in- vitro- Ergebnisse wird eine Einschätzung bezüglich des Verhaltens und der Eignung der Werkstoffe in- vivo stattfinden.

2 Grundlagen

2.1 Kronenversorgungen- Allgemeiner Überblick

Großflächig durch Karies, Abrasion oder Trauma zerstörte Zähne können mit Kronenversorgungen in der ursprünglichen Form der Kaufläche, Funktion, Okklusion und Ästhetik wiederhergestellt werden. Dabei wird ein Teil oder die gesamte natürliche Krone ersetzt. Folgende Arbeitsschritte werden bei der Anfertigung einer Krone durchlaufen:

Zu Beginn steht die Exkavation der Karies, gefolgt vom Verschluss der Kavität, sowie der Herstellung einer Aufbaufüllung. Anschließend erfolgen die Präparation des Zahnes und die Abformung des präparierten Stumpfes und der gesamten Zahnreihe sowie des Gegenkiefers. Nach der Kieferrelationsbestimmung wird der Zahn provisorisch versorgt. Im zahn-technischen Labor erfolgt die Herstellung der Krone im Artikulator. In der nächsten Behandlungssitzung wird die Krone im Mund des Patienten einprobiert und zementiert.

Für Vollguss- oder Verblendkronen ist eine Tangential- oder Hohlkehlpräparation ausreichend. Vollkeramikronen hingegen erfordern eine zirkuläre Stufenpräparation von 0,8 mm bis 1,0mm mit einer zum Stumpf abgerundeten Innenkante. Dies ist für die Stabilität der Restauration von Bedeutung, da dünn auslaufende Ränder zur Fraktur der Keramik führen. Der okklusale Platzbedarf entspricht 1,5 mm bis 2,0 mm [9]. Bislang beschränkte sich die Indikation für metallfreie Kronen wegen des noch nicht endgültig gelösten Problems der Randspaltbildung bei der Adhäsivtechnik zwischen Dentin und Befestigungskomposit auf schmelzbegrenzte, supragingivale Kronen [10, 11]. Die Verwendung von Zirkoniumdioxid als Gerüstmaterial ermöglicht aber auch die konventionelle Zementierung. Des Weiteren stehen für Problembereiche auch bereits klinisch erprobte weniger feuchtigkeitssensible Zemente zur Verfügung, welche den Indikationsbereich von Vollkeramikrestaurationen erweitern [12]. Ungünstige okklusale Verhältnisse und Bruxismus gelten als Kontraindikation von keramisch verblendeten Kauflächen und Vollkeramikrestaurationen. Auch bei Jugendlichen gilt es aufgrund des hohen Platzbedarfs zur Schonung der Pulpa zurückhaltend die Indikation für Keramikronen zu stellen [10]. Nach wie vor finden heute im Frontzahnbereich keramisch verblendete Kronen bevorzugt Anwendung. Sie haben weitgehend die kunststoffverblendeten Kronen wegen der schlechteren Ästhetik, die vor allem durch Verfärbung des Materials entsteht, verdrängt. Die gräuliche Verfärbung der Gingiva durch den zervikofazialen Metallrand ist ebenfalls ein ästhetisches und parodontales Problem. Die bakterielle Besiedelung der Randspalten gilt auch als Ursache für Parodontalerkrankungen. Erst durch das dünne Aus-

laufen der Keramikverblendung bis zum Kronenrand, das Aufbrennen einer Keramikschulter, oder die Verwendung vollkeramischer Restaurationen konnte diese Problematik weitgehend gelöst werden. Trotz guter klinischer Ergebnisse der Vollgusskronen treten sie wegen des gestiegenen ästhetischen Bewusstseins zugunsten der zahnfarbenen Restauration im Seitenzahnbereich in den Hintergrund. Der Wunsch nach möglichst naturgetreuer ästhetischer Restauration und die großen Fortschritte im Bereich der technischen Keramik lassen metallfreie Konstruktionen und computergestützt gefertigten Zahnersatz an Bedeutung gewinnen. Grau- und Schattenzonen, ausgelöst durch den Metallanteil der Krone, sowie Opazitäten aufgrund ungenügender Schichtstärke der Keramik, lassen sich zu Gunsten der natürlich wirkenden Lichtbrechung und -reflexion vermeiden [13- 15]. Erst durch Maßnahmen, die zur Steigerung der mechanischen Festigkeit der Keramiken beitrugen, wie die Gefügeverstärkung mittels Lithiumdisilikat oder der Hartkernherstellung aus Aluminiumoxid, konnte die Indikation vollkeramischer Restaurationen auf das Seitenzahngebiet ausgedehnt werden, da beginnende Mikrorisse suffizient am Weiterlaufen gehindert werden könnten [8, 14]. Der Einzug der bruchfesten Oxidkeramik Zirkoniumdioxid in die Zahnmedizin ermöglicht das Spektrum der Vollkeramikversorgung von Einzelkronen bis hin zu weitspannigen Brückenkonstruktionen [14, 16, 17].

Die Verarbeitung erfordert wegen der Materialeigenschaften der Keramik den Einsatz von CAD- CAM- Verfahren, die sowohl die Bereiche der Modellherstellung, der Konstruktion und Gestaltung der Gerüste, als auch der Fertigung der Restaurationen betreffen. Durch den technologischen Fortschritt im Bereich der Datenverarbeitung und der Prozesstechnik ist es möglich geworden, die geforderte individuelle Passgenauigkeit für den zahnmedizinischen Bereich zu erreichen [18]. Die Möglichkeit der Automatisierung und der Zeit- und Kostenersparnis führte auch zum Einsatz der CAD- CAM- Technik bei anderen bzw. konventionellen Materialien, wie Edel- und Nichtedelmetalllegierungen. Während bei der Verarbeitung von Zirkoniumdioxid das Werkstück aus einem vorgefertigten Block entsprechend dem Datensatz herausgefräst wird, wird im Lasersinterverfahren Punkt für Punkt das Werkstück aus dem entsprechenden Pulver aufgebaut. Zur Verblendung der Gerüste werden, wie bei herkömmlichen Verblendkronen, entsprechend auf den Werkstoff abgestimmte Keramiken aus dem Bereich der Feldspatkeramik verwendet.

Vollguss- oder Metallkeramikkrone werden während der ersten Tage provisorisch befestigt. Zur definitiven Zementierung wird gewöhnlich ein Zinkoxidphosphatzement oder ein Glas-ionomerzement benutzt. Zur Zementierung von Vollkeramikrestaurationen ist eine adhäsive Befestigung empfohlen, da die Keramikrestauration durch den Kunststoff stabilisiert wird.

Keramiken, die eine Biegefestigkeit >200 MPa aufweisen, sollen aber auch konventionell zementierbar sein [13, 9]. In wieweit eine adhäsive Zementierung die Vollkeramikrestaurationen auf der Basis von Zirkoniumdioxidgerüsten stabilisiert und damit die Lebensdauer des Zahnersatzes verlängert, muss noch detailliert eruiert werden. Herstellerangaben zu Folge ist sowohl die konventionelle, als auch die adhäsive Zementierung möglich [19]. Die adhäsive Zementierung von Metallkeramikkrone erfordert eine Konditionierung des Metalls, um einen hydrolysebeständigen Verbund zum Kunststoff zu erzielen.

2.2 Werkstoffkundliche Grundlagen

2.2.1 Werkstoffkundliche Grundbegriffe von Keramiken

2.2.1.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist die kritische Biegespannung, bei der eine Fraktur durch Rissbildung ausgelöst wird. Es handelt sich dabei um die Grenze der elastischen Belastbarkeit bzw. die ertragbare mechanische Spannung eines Werkstoffs, z. B. von Dentalkeramik. Die Biegefestigkeit ist die wichtigste Größe für die Abschätzung der Festigkeit und für die Dimensionierung von Bauteilen; sie wird mit Hilfe eines 3- oder 4- Punkt- Biegeversuch ermittelt [20]. Die Biegefestigkeit ist der Widerstand gegen rechtwinklig zur Längsachse eines Körpers wirkende Kräfte, die diese bis zur Fraktur beanspruchen. Während des Durchbiegens entsteht auf der dem Druck abgewandten Seite eine Zugspannung, die als ungünstigste Form der Belastung für Keramik gilt. Bei einer gegebenen chemischen Zusammensetzung und Struktur, wird die Biegefestigkeit durch die Anzahl und Größe der Defekte, sowohl Oberflächen-, als auch Volumendefekte, im Probekörper beeinflusst [19]. Sie ist also eine von der Defektverteilung abhängige Materialkenngröße. Im Gegensatz zur Gauss'schen Normalverteilung zeigt die Biegefestigkeit eine asymmetrische Wahrscheinlichkeitsverteilung, welche mit der Weibull- Statistik dargestellt wird. Zirkoniumdioxid weist die höchste Biegefestigkeit und gleichzeitig höchste Risszähigkeit im Vergleich mit anderen keramischen Werkstoffen auf [14]. Die Biegefestigkeit ist mit der von Co- Cr- Legierungen vergleichbar und übertrifft die von Typ IV- Edelmetalllegierungen [14].

Physikalische Eigenschaften		
Material	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [GPa]
Glaskeramik Typ I- Edelmetalllegierung	60 - 100	60 - 80
In-Ceram®, Empress2® Typ III/ IV- Edelmetalllegierung	300 - 500	100 - 300
Oxidkeramik (Al_2O_3 , ZrO_2) Co- Cr- Legierungen	600 - 1000	200 - 300

Tab. 1: Vergleich physikalischer Eigenschaften innerhalb der Vollkeramiksysteme und der Metalle [14].

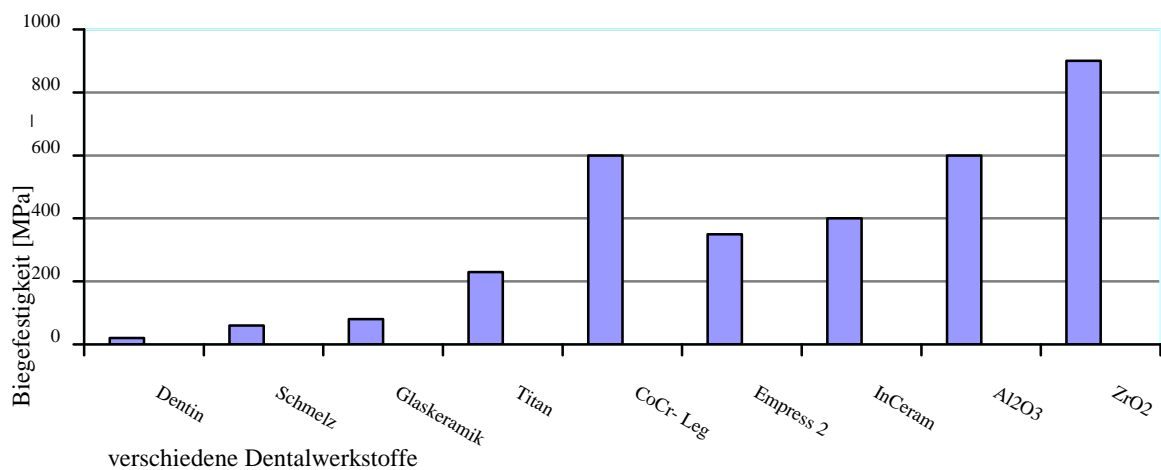


Abb. 1: Biegefestigkeit bzw. 0,2% Dehngrenze verschiedener Dentalwerkstoffe [MPa]

2.2.1.2 Elastizitätsmodul

Der Widerstand eines Materials gegen eine elastische Verformung wird als Elastizitätsmodul bezeichnet. Er gilt neben der Biegefestigkeit als eine der wichtigsten Kenngrößen einer Dentalkeramik [14, 21, 22]. Für Zirkondioxidkeramik beträgt er ca. 200- 300 GPa. Bei anderen Vollkeramiksystemen werden 100 GPa erreicht, was vergleichbar mit Edelmetalllegierungen ist. Co-Cr-Legierungen liegen bei 200 GPa [23]. Al_2O_3 –Keramik erreicht nach Kappert 350 GPa [24].

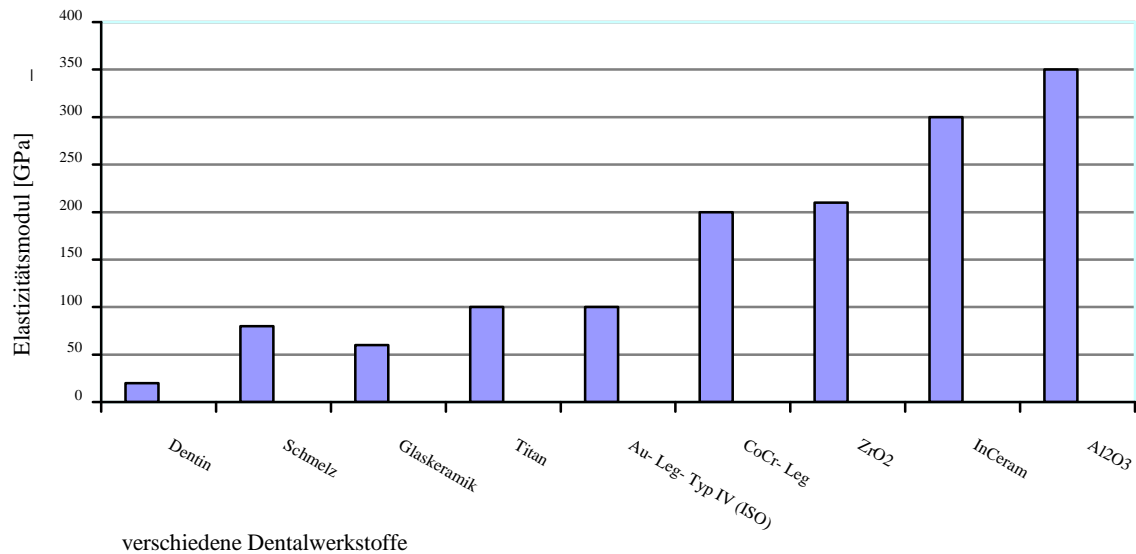


Abb. 2: Elastizitätsmodule verschiedener Dentalwerkstoffe

2.2.1.3 Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK)

Der Wärmeausdehnungskoeffizient beschreibt den Grad der Ausdehnung eines Materials bei einer Temperaturänderung von 1°K .

Der mittlere WAK traditioneller keramischer Werkstoffe ist niedrig und liegt im Festkörpereich mit $4-8 \times 10^{-6} / \text{K}$ nahe dem von natürlichem Schmelz und Dentin. Dies muss im Hinblick auf die thermische Wechselbelastung im Mund und die damit einhergehende Volumenänderung als günstig gewertet werden. Besondere Bedeutung gewinnt der WAK, wenn Materialien mit unterschiedlichen WAK- Werten kombiniert werden, wie dies im Falle einer Keramikverblendung eines Gerüsts für Zahnersatz erfolgt. Bei ungenügender Anpassung kommt es zu Sprüngen und Abplatzungen in der Keramik und zu Deformierung im Metallgerüst. Auch die thermisch- mechanischen Wechselbelastungen können nur von einem abgestimmten System toleriert werden. Das thermische Ausdehnungsverhalten beider Verbundpartner muss deshalb aufeinander abgestimmt sein, wobei der WAK der Verblendkeramik ca. 10- 15% geringer sein sollte, als der des Gerüstmaterials. Aus der beim Abkühlen geringgradig unterschiedlichen Kontraktion beider Werkstoffe ergibt sich, dass die keramische Masse dem Gerüstmaterial unter Druck aufsitzt, während das Gerüst unter minimale Zugspannung gerät. Da die Druckfestigkeit bei keramischen Verblendmaterialien wesentlich höher liegt als die Zugfestigkeit, wird dieser Effekt bewusst angestrebt [1].

Typische Werte für die im zahnmedizinischen Bereich verwendeten Materialien sind aus folgender Tabelle zu entnehmen:

Vergleich wichtiger WAK- Werte	
Material	WAK: $x \cdot 10^{-6}/K$
Schmelz	11,4
Dentin	8,3
Feinkeramik	4 - 8
Feldspatglas	7,43
Konventionelle Dentalkeramik	6 - 8
Al ₂ O ₃ - Keramik	7 - 8
ZrO ₂ - Keramik	10,5
Tiefleuzit	27
Konventionelle Metallkeramik	11,5 - 13,8
Titankeramik	8
niedrigschmelzende Keramik	13 - 16
Glaskeramik	8 - 16
EM- und NEM- Legierungen	13,5 - 15,5

Tab. 2: Tabellarische Zusammenstellung der WAK- Werte von Schmelz, Dentin und keramischen Werkstoffen [1].

2.2.1.4 Oberflächenqualität

Die Oberflächenqualität ist für die Festigkeit von keramischen Restaurationen von großer Bedeutung. Defekte oder Poren in der Oberfläche können den Ursprung für fortschreitende Risse bilden, deren Wachstum durch die im Mund herrschende Feuchtigkeit verstärkt wird. Zwei Phänomene setzen die Festigkeit von keramischen Prüfkörpern herab [19]:

1. Der *Rebinder- Effekt* besagt, dass in Mikrorisse eindringende, oberflächenaktive Flüssigkeiten (z. B. Speichel) einen nach innen gerichteten Druck erzeugen, der zum Fortschreiten der Risse beiträgt [25].
2. Die *Spannungsrissskorrosion* ist ein Effekt, bei dem die für das Risswachstum erforderliche Energie frei wird, indem Feuchtigkeit in die unter Zugspannung geöffneten Risse

eindringt und die Bindungen der Siliziumoxidtetraeder an der Rissspitze spaltet. Dies geschieht gerade während der Belastung des Materials, und kann die Restauration schon bei geringen Belastungen schädigen [26].

2.2.1.5 Volumendefekte

Die Biegefestigkeit eines Prüfkörpers ist auch von der Verteilung der Defekte im Volumen und deren Verteilung abhängig. Im Rahmen der industriellen Herstellung von Keramik lässt sich die Qualität der Keramik optimieren. Für die Volumendefekte gelten analoge Gesetzmäßigkeiten wie für die Oberflächendefekte [19].

2.2.1.6 Bruchfestigkeit

Die Bruchkraft wird an bauteilnahen Prüfkörpern gemessen. Die Proben z.B. Kronen oder Brücken werden bis zum Bruch belastet. Das Ergebnis stellt die Kraft in [N] dar, die notwendig war um den Prüfkörper zu zerstören. Dabei wird kein werkstofftypischer Wert gefunden, weil die Daten je nach Dimensionierung und Prüfdesign schwanken können. Bruchfestigkeitswerte haben nur orientierenden Charakter und sind nicht zu den Werkstoffparametern zu rechnen [19].

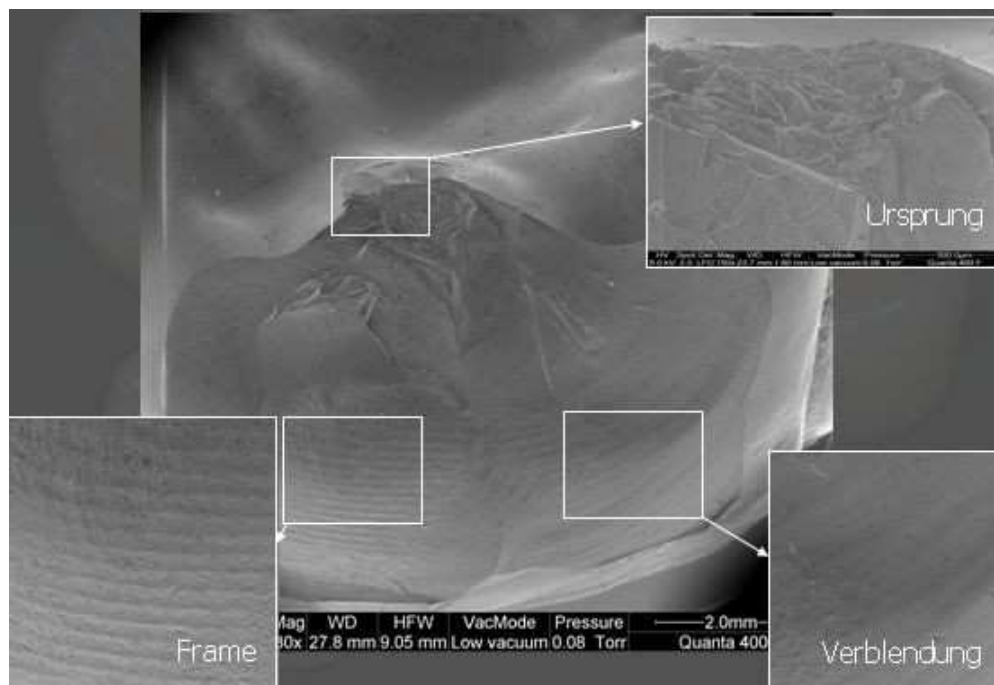


Abb. 3: Vollkeramikkrone nach Bruchfestigkeitsprüfung.

2.2.1.7 Weibull- Modul

Mit einer von Weibull beschriebenen Theorie, die auf dem Konzept des Versagens aufgrund des schwächsten Gliedes beruht, lässt sich das Streuverhalten der Festigkeit keramischer Werkstoffe mathematisch gut beschreiben. Die starke Streuung der Biegefestigkeit und anderer Parameter sind stark von Oberflächen- und Gefügequalität abhängig, welche durch Zusammensetzung der Grundwerkstoffe, Korngröße der Ausgangswerkstoffe und Zusatzstoffe, sowie dem Fertigungsverfahren beeinflusst werden. Voraussetzung bei der Ermittlung des Weibull- Moduls ist, dass das Versagensverhalten durch einen einzigen Fehlertyp (z. B. Gefügeinhomogenität) bestimmt wird. Die Kenntnis der Verteilungsparameter zeigt eindeutig den Zusammenhang zwischen der Belastung und der Bruchwahrscheinlichkeit. Außerdem geht das Festigkeitsniveau bei einer Ausfallswahrscheinlichkeit von 63,2% ein und der Weibull- Modul m ist damit ein Maß für die Festigkeitsstreuung. Je höher der Weibull- Modul liegt, desto homogener ist der Werkstoff und umso enger die Verteilungskurve der Festigkeitsstreuung. Perfekte Gefüge sind in technisch kompakten Bauteilen nicht erreichbar, aber mit Hilfe der CAD- CAM- Technologie lassen industriell gefertigte Rohlinge und standardisierte Verfahren bei der Herstellung verbesserte Werkstoffqualitäten realisieren; allerdings wirken im Gefüge verbleibende Strukturdefekte bruchauslösend. Im Gegensatz zur Gauss'schen Verteilungskurve kann mit der von Weibull entwickelten Statistik die asymmetrische Werteverteilung, die beim Bruch von Keramik auftritt, dargestellt werden. Es lässt sich der Zusammenhang zwischen Größe, Geometrie, Belastungsart, statistischer Fehlerverteilung in Volumen- und Oberflächenelementen und der Bruchwahrscheinlichkeit darstellen. Die Anzahl möglicher Fehlstellen in einem keramischen Gefüge vom Bauteilvolumen abhängt, ist bei der Berechnung das belastete Volumen zu berücksichtigen. Nach der Weibull- Statistik ergibt sich über die Volumenrelation folgende Bauteilfestigkeit:

$$\sigma_{\text{Bauteil}} = \sigma_{\text{Probe}} \left(\frac{V_{\text{Probe}}}{V_{\text{Bauteil}}} \right)^{1/m} \quad [19, 20, 27].$$

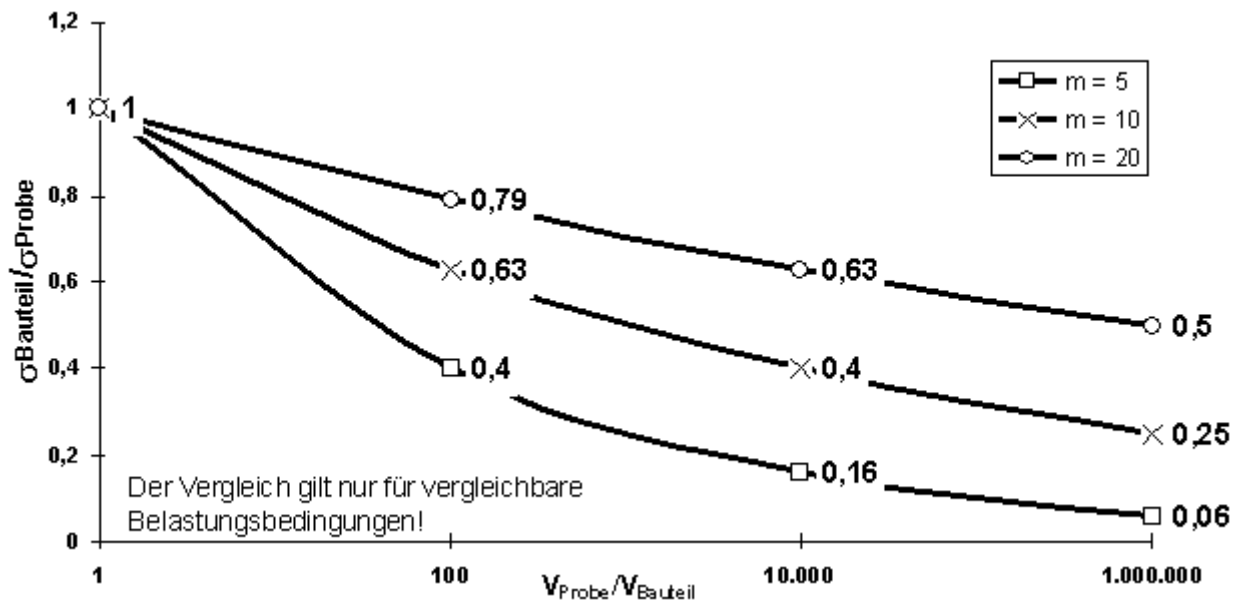


Abb. 4: Zusammenhang zwischen Bauteilgröße, Weibull- Modul m und Festigkeit.

2.2.1.8 Risszähigkeit

Die Risszähigkeit stellt die Fähigkeit der Keramik dar, Risse am Fortschreiten zu hindern. Die Prognose für die Langzeitfestigkeit ist umso besser, je langsamer sich ein Riss ausbreitet. Unter Berücksichtigung des Spannungsintensitätsfaktors K_I wird die Spannung σ ermittelt, die einen scharfen Anriss der Länge l hervorrufen wird. Der Test erfolgt häufig mittels eines standardisierten Vierpunktbiegeversuchs, wobei in der Zugzone ein definierter Anriss entsteht.

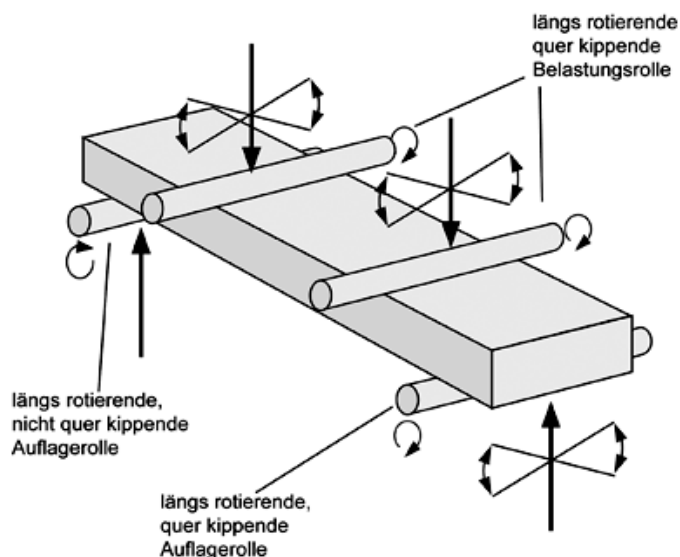


Abb. 5: Schematische Darstellung des Vier- Punkt- Biegeversuchs zur Ermittlung des K_{IC} [$\text{MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$].

Der Spannungsintensitätsfaktor ist abhängig von der Belastung, der Probengeometrie und dem Rissmodell, während der Index I die Rissöffnung bei einer senkrecht zum Riss angreifenden

Zugspannung beschreibt, die für Keramiken die gefährlichste Belastung darstellt. Der kritische Spannungsintensitätsfaktor K_{IC} [$\text{MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$] stellt den Wert dar, bei dem ein nicht mehr durch Entlastung stoppbares, instabiles Risswachstum auftritt. K_{IC} gilt als der Widerstand, den der Werkstoff der Ausbreitung eines vorhandenen scharfen Anrisses entgegenstellt und gilt, obwohl methodenabhängig, als echte Werkstoffkonstante [19].

Bruchzähigkeiten von dentalen Keramiken	
Material	K_{IC} [$\text{MPa} \cdot \sqrt{\text{m}}$]
Einfache Verblendkeramik	0,7
Dentalkeramik (leuzitverstärkt)	> 1
Dentalkeramik (oxidverstärkt)	3 - 6,5
Oxidkeramik (Al_2O_3 , Y- TZP)	< 10
Dentallegierungen	60 - 100

Tab. 3: Bruchzähigkeiten von dentalen Keramiken [30].

2.2.1.9 Dauerfestigkeit

Unter Dauerfestigkeit wird die größte Spannungsamplitude um eine gegebene Mittelspannung verstanden, die gerade noch beliebig oft ohne Bruch ertragen wird. Dauerfestigkeit kann danach für Druck, Zug, Biegung und Torsion bestimmt werden. Prüfmethode der Wahl stellt der Wöhlerversuch dar. Dabei werden die Proben gleicher Dimension und Herstellung mit verschiedenen hohen Amplituden belastet, bis bei einer bestimmten Lastspielzahl der Bruch eintritt. Der Grenzwert der Wechselbeanspruchung, bei dem kein Bruch der Proben mehr eintritt, ist als Dauerfestigkeit definiert. An der Wöhlerkurve lässt sich ablesen, dass die Anzahl der schwingenden Deformationen abnimmt, wenn die Spannungsamplitude größer wird. Durch feine Haarrisse an der Probenoberfläche lässt sich ein Auftreten eines Dauerbruchs erkennen. Diese setzen sich langsam in die Tiefe der Probe fort, bis der verbleibende Querschnitt so klein ist, dass die Probe spontan zerbricht. Als Maß für die Ausnutzung des Werkstoffes unter der einwirkenden Kraft, gilt das Verhältnis von Dauerbruchfläche und Restbruchfläche [28].

2.2.2 Vollkeramische Systeme

Die chemische Zusammensetzung ist für die Differenzierung von in der Zahnmedizin angewendeten keramischen Werkstoffen von Bedeutung. Es lassen sich zwei Hauptgruppen, zum einen die mehrphasige Silikatkeramik mit einem hohen Glasanteil und zum anderen die einphasige Oxidkeramik mit keinem oder einem äußerst geringen Glasanteil, unterscheiden. Des Weiteren wird die Silikatkeramik in Feldspat- und Glaskeramik, die Oxidkeramik in glasinfiltrierte und polykristalline Keramik unterteilt.

2.2.2.1 Silikatkeramiken

2.2.2.1.1 Feldspatkeramik

Die Hauptanteile von Feldspatkeramik sind 60- 80% Feldspat, 15- 25% Quarz und 0- 5% Kaolin [29- 31]. Feldspat ist ein aus Kalifeldspat, Natronfeldspat und Kalkfeldspat bestehendes Mischkristallsystem [1, 30, 31], das selten in reiner Form vorkommt. Der Gehalt an Kalifeldspat ist für das Verhalten der Keramiken während des Brennvorgangs entscheidend, da er die Leuzitkristalle bildet, die für die Standfestigkeit und die hohe Viskosität dentaler Keramikmassen während des Schmelzinterwalls verantwortlich sind. Außerdem werden durch den Anteil von Leuzitkristallen WAK und mechanische Festigkeit beeinflusst. Quarz wird in keramischen Massen als Magerungsmittel verwendet und trägt durch sein thermovolumetrisches Verhalten zu einer Verminderung der Sinterschwindung bei [31, 32]. Kaolin ist in dentalkeramischen Massen nur noch in geringen Mengen vorhanden. Es stellt chemisch ein Aluminiumsilikat dar, in dem Wasser in Form von Hydroxylionen gebunden ist. Seine Funktion ist es, den keramischen Massen Plastizität und Formbarkeit zu verleihen [1] und ist für die Formbeständigkeit und Opazität verantwortlich.

Die Eigenschaften dentalkeramischer Massen werden durch einige Zusätze modifiziert. Flussmittel, wie Kaliumkarbonat, Natronkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid Kaliumoxid oder Magnesiumoxid erniedrigen die Schmelz- und Erweichungstemperaturen. Zur Farbgestaltung und Differenzierung optischer Eigenschaften kommen Metalloxide und Fluoreszenzbildner wie Caesium, Samarium und Uran zum Einsatz [29]. Die Bruchfestigkeit lässt sich durch den Zusatz von gefügeverstärkenden Kristalliten zu den dentalkeramischen Massen, wie Silizium-, Aluminium-, Magnesium-, und Zirkonoxide erhöhen. Dieser Effekt wird auch durch Leuzit, Glimmer und Hydroxylapatit unterstützt [1, 33, 34]. Das gemahlene Keramikpulver wird mit einer Modellierflüssigkeit (H₂O oder wässrige Lösung) angemischt, modelliert und bestmöglich kondensiert, um die Schrumpfung beim Brennvorgang so gering

wie möglich zu halten. Beim Brennvorgang handelt es sich um einen Sintervorgang, bei dem das Gefüge der geformten Rohmasse sich verdichtet und ein Festkörper gebildet wird. Dies geschieht unterhalb der Schmelztemperatur und hat einen Volumenschwund von 20-35% zur Folge. Durch Erweichen der Glasphase im Vakuumofen rücken die Keramikpartikel immer mehr zusammen, Porositäten werden fast vollständig verhindert und Festigkeit und Transparenz gesteigert [1].

2.2.2.1.2 Glaskeramik

Bei der Verwendung von Glaskeramik werden die unterschiedlichen Strukturformen von Siliziumoxid genutzt. Im Ausgangszustand weisen Glaskeramiken ähnlich den Feldspatkeramiken eine amorphe Glasphase auf. Durch Einlagerung feinkörniger Kristalle im Zusammenhang mit einem sekundären Kristallisationsprozess, wird eine Festigkeitssteigerung erreicht [35]. Die Kristalle sorgen dafür, dass Risse, die sich durch Glasanteile bewegen, gestoppt oder umgeleitet werden und so in ihrem Fortschreiten gehemmt sind. Die Festigkeit wird umso höher, je kleiner die Kristalle und je dichter sie in dem Objekt gepackt sind. Eine homogene Verteilung und ein fester Verbund der Kristalle mit der Glasphase sorgen für eine zusätzliche Festigkeitssteigerung. Mit Hilfe von kristallisationskeimbildenden Zusätzen und Katalysatoren wird eine gleichmäßige Verteilung der Kristalle erreicht [30].

Glaskeramiken werden im Guss- oder Pressverfahren verarbeitet. Beim Gussverfahren werden Glasrohlinge, ähnlich dem dentalen Metallguss, im Lost- wax- Verfahren mit zunächst amorpher Glasstruktur hergestellt. Bei Schmelztemperaturen zwischen 1350°C und 1400°C erfolgt der Guss in Gusszentrifugen. Anschließend werden die Gussobjekte 6 Stunden bei 1075°C getempert, wodurch eine feinkörnige Kristallisation (Keramisieren) des Materials, sowie Transparenzverlust und eine Festigkeitssteigerung erfolgen. Die bekanntesten Vertreter sind: Dicor[®] und die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl[®] [1]. Der Einsatzbereich beschränkt sich auf adhäsiv befestigte Einzelzahnkronen im Frontzahnbereich [36- 38], diese haben aber klinisch kaum noch Relevanz [39].

Die pyroplastischen Eigenschaften von Glaskeramiken gestatten aber auch ein anderes Vorgehen. Hier werden blockartige Glaskeramikrohlinge nicht verflüssigt, sondern unter Erhalt ihres strukturellen Aufbaus erweicht und mit hohem Druck in, im Lost- wax- Verfahren gewonnene, feuer- und druckfeste Hohlformen gepresst. Das 1990 von Wohlwend vorgestellte System Empress[®] ermöglicht die Verarbeitung einer leuzitverstärkten Glaskeramik, bei der ebenfalls wie beim Gussverfahren die Sinterschrumpfung des Materials vermieden wird [1].

Die Leuzitkristalle (\varnothing 3 – 5 μm) liegen in hoher Konzentration (40 – 50 %) gleichmäßig in Feldspatglas verteilt vor. Durch den größeren WAK schwinden Leuzitkristalle beim Abkühlen stärker als das Glas und sorgen so dafür, dass die Glasmatrix unter Druckspannung gerät und so eine Festigkeitssteigerung erfährt [40]. Das Empress[®]- 2- System stellt eine Weiterentwicklung im Rahmen der Presskeramik dar, die auch das Indikationsspektrum von Inlays, Teil- und Einzelkronen bis hin zu Brückenversorgungen erweitert [14, 41- 44]. Hier besteht die kristalline Phase hauptsächlich aus Lithiumdisilikat- und Lithiumorthophosphat-kristallen, die eine deutliche Festigkeitssteigerung bewirken [45, 46].

2.2.2.2 Oxidkeramik

2.2.2.2.1 Glasinfiltrierte Keramik

Dentale glasinfiltrierte Keramik besteht prinzipiell aus einem vorgesinterten, porösen Aluminiumoxidgerüst, das beim sog. Glasinfiltrationsbrand mit einem mehrkomponentigen Spezialglas durchsetzt wird. Die Herstellung des Gerüsts erfolgt durch Auftragen von einem Aluminiumoxid- Flüssigkeitsgemisch auf einem Gipsstumpf in Schlickertechnik. Durch den nachträglichen Entzug von Flüssigkeit entsteht ein stabiles Gerüst, das 2 Stunden bei 1120 °C gesintert wird, und dabei fast keiner Schrumpfung unterliegt. Dieses poröse Aluminiumoxidgerüst wird mit einer dünnflüssigen, wässrigen lanthanglaspulverhaltigen Suspension versehen und bei 1100°C über 4 Stunden gebrannt. Die Glasschmelze infiltriert das Gerüst aufgrund der auftretenden Kapillarkräfte [1]. In- Ceram[®] ist das bekannteste System glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik, wobei 3 Modifikationen unterschieden werden [47]. In- Ceram- Alumina ist die oben beschriebene ursprüngliche Form, die für die Herstellung von konventionell zementierten Front- und Seitenzahnrestorationen geeignet ist [48, 49], wohingegen Brücken eine erhöhte Frakturnrate aufweisen. [50, 51]. In- Ceram- Zirkonia weist einen 33% Anteil an Zirkoniumdioxid auf und so kann eine deutliche Festigkeits- und Risszähigkeitssteigerung erzielt werden; allerdings mit der Folge, dass auch die Opazität deutlich zunimmt. Auf diese Weise ist zwar die Indikationserweiterung für Brückenkonstruktionen möglich, diese sind aber aufgrund der Opazität nur im Seitenzahnbereich einsetzbar. Bei In- Ceram- Spinell ist Magnesiumoxid zur Steigerung der Lichtdurchlässigkeit beigemischt, was aber wiederum zu einer geringeren Festigkeit führt und somit nur den Einsatz im Frontzahnbereich rechtfertigt [14, 52].

2.2.2.2.2 Polykristalline Keramiken

Im Gegensatz zu Silikatkeramiken sind Oxidkeramiken polykristalline Werkstoffe, bei denen die kristalline Phase dominiert und nur ein sehr geringer Anteil einer Glasphase besteht [53]. Dies bedingt die im Vergleich zu anderen keramischen Massen verbesserten mechanischen Eigenschaften wie erhöhte Biege- und Bruchfestigkeit, sowie Bruchzähigkeit [54- 56]. Oxidkeramiken können aus einfachen Oxiden, wie Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid bestehen, wobei die Materialeigenschaften durch weitere Zusätze modifiziert werden können [57]. Dispersionskeramik ist eine Aluminiumoxidkeramik, die mit fein verteilten Beimengungen von Zirkoniumdioxid hergestellt wird, auch ZTA (Zirkonia- Toughened- Aluminium- Oxide) genannt. Reines Zirkoniumdioxid kommt allerdings wegen einer Umformung der Kristallstruktur bei der Abkühlung nach dem Sinterprozess mit einer Volumenzunahme von 3 - 5% nicht zur Anwendung. Diese Umwandlung kann aber durch Zusatz verschiedener Metalloxide (MgO , CaO , Y_2O_3) teilweise oder vollständig unterbunden werden. Es können aber auch komplexe Mischoxide auftreten, die bei Vorliegen mehrerer keramischer Komponenten zu einer eigenen oxidischen Verbindung mit eigener Struktur reagieren, wie z.B. Spinell oder Mullit [53]. Die polykristallinen Keramikwerkstoffe zeichnen sich durch hervorragende mechanische und chemische Eigenschaften sowie hohe Biokompatibilität aus. Sie eignen sich aufgrund der hohen Opazität allerdings nur als Gerüstmaterialien, die mit Keramiken aus dem Bereich der Feldspatkeramik verblendet werden müssen [58].

2.2.3 Zirkoniumdioxid

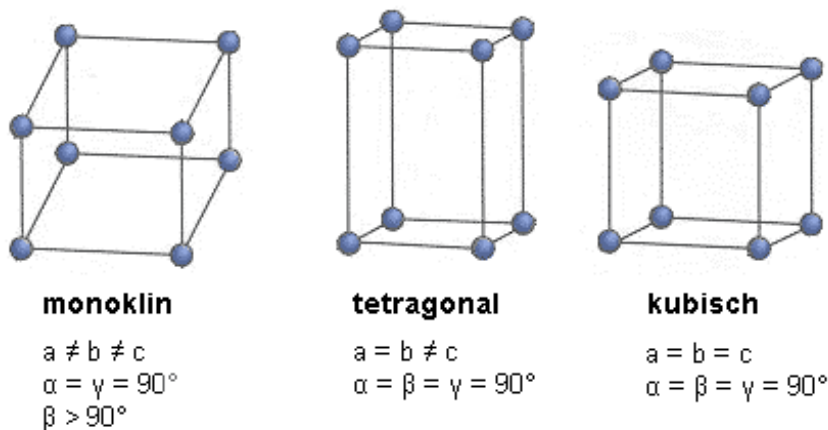
2.2.3.1 Herkunft, Vorkommen und natürliche Struktur

Der deutsche Chemiker Klaproth isolierte 1789 das Zirkoniumdioxid. Zirkonium ist ein relativ weiches, biegsames, silbrig glänzendes Metall aus der Titangruppe, der 4. Nebengruppe der Elemente [59], und steht an 17. Stelle der häufigsten Elemente der Erde. Zirkoniumdioxid kann z. B. aus Schwermineralsanden isoliert werden, in denen sich das Inselsilikat Zirkonium (ZrSiO_4) wegen seiner hohen chemischen und mechanischen Resistenz angereichert hat. In dem Erz Baddeleyit ist Zirkoniumdioxid in monokliner Form vorhanden, das einen geringen Grad an Verunreinigung durch Silizium- und Eisenoxid aufweist. Auch bei der Förderung von den Titanerzen Ilmenit und Rutil wird Zirkonium als Nebenprodukt gewonnen; ebenso ist Baddeleyit ein Nebenprodukt bei der Kupfer- und Uranförderung. Nach den ISO- Normen 6872 und 13356 darf die Reststrahlung den Grenzwert von 0,2 Bq/g Uran- bzw. Thorium-

aktivität nicht übersteigen, die in Abhängigkeit von Rohstoffquelle und Art der Aufbereitung als Verunreinigung auftritt.

Das im technischen oder medizinischen Bereich verwendete Zirkoniumdioxid wird in aufwendigen Verfahren aus Zirkoniumsand gewonnen. Bei diesem Vorgang werden dem ZrO_2 in der Regel stabilisierende Oxide zugesetzt, an dessen Ende es als weißes, hochschmelzendes, kristallines Pulver mit einem hohen Brechungsindex von 2,15 vorliegt. Der Schmelzpunkt liegt bei 2680°C , der Siedepunkt bei 5500°C [60].

Zu den besonderen Materialeigenschaften des ZrO_2 gehört seine kristalline Polymorphie. In Abhängigkeit von der Temperatur treten bei kristallographischer Betrachtung die kubische, tetragonale und die monokline Modifikation des ZrO_2 auf.



ZrO_2 -Kristallphasen

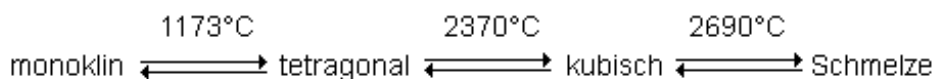


Abb. 6: Die drei Kristallphasen des Zirkoniumdioxides.

Beim Abkühlvorgang einer reinen ZrO_2 -Schmelze kristallisiert ab 2680°C zuerst die kubische Phase (k) aus. Diese weist eine Dichte von $6,3\text{g/cm}^3$ auf und wandelt sich bei weiterer Abkühlung bei 2370°C in die tetragonale Phase (t) mit einer Dichte von $6,1\text{ g/cm}^3$. Die Umwandlung in die monokline Phase (m), in der ZrO_2 bei Raumtemperatur vorliegt findet bei 950°C statt und führt zu einer Dichte von $5,6\text{ g/cm}^3$ [57]. Diese letzte martensitische Umwandlung (t→m) geht mit einer Volumenzunahme von 3- 5% einher. Beim Aufheizen wechselt die monokline Phase bei 1173°C in die tetragonale Phase bei einer Volumenabnahme von 3%.

2.2.3.2 Yttrium- teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y- TZP)

Die Herstellung von Sinter-Keramikgerüsten aus reinem ZrO_2 ist aufgrund der sprunghaften Volumenzunahme während des Abkühlvorgangs unmöglich, da es zu hohen Spannungen und Rissbildungen im Keramikgefüge kommt. Wie oben erwähnt liegt die Temperatur der martensitische Umwandlung ($t \rightarrow m$) bei 950°C . Da die Sintertemperaturen bei $1500^\circ\text{C} - 1600^\circ\text{C}$ liegen lässt sich die $t \rightarrow m$ – Umwandlung nur dann vermeiden, wenn die Umwandlungstemperatur unter Raumtemperatur liegt [61].

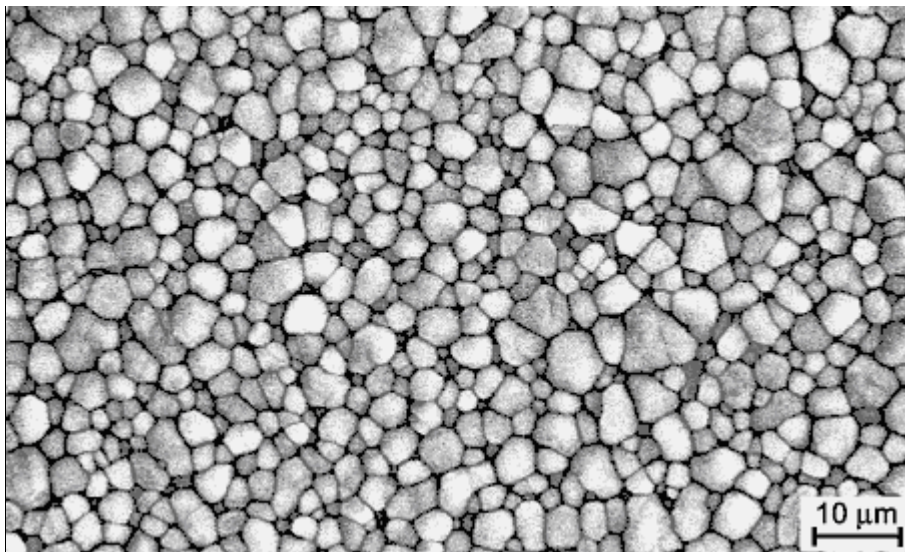


Abb. 7: Rasterelektronische Aufnahme von teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid – TZP.

Dies lässt sich durch Stabilisierungsoxide wie MgO , CaO , Y_2O_3 , und ZrO_2 [62- 67], die in die Kristallstruktur von ZrO_2 eingebaut werden und durch Verkleinerung der mittleren Korngröße die Stabilisierung der tetragonalen Phase erreichen. Das Konzept der Phasentransformationsverstärkung in der ZrO_2 – Verarbeitung wurde von Garvie et al. eingeführt. Hier entsteht durch vollständige Stabilisierung der tetragonalen Phase TZP- Keramik (tetragonal-zirconia- polycrystals), die den charakteristischen Mechanismus der Umwandlungsverstärkung ($t \rightarrow m$) bei Raumtemperatur während Belastung zeigt [68]. Da sich die Beimengung von Y_2O_3 auf die mechanische Festigkeit besonders steigernd auswirkt, wird fast ausschließlich Y_2O_3 – verstärkte Zirkoniumdioxidkeramik verwendet [69, 70]. Zirkoniumdioxidkeramiken werden entsprechend der Art und dem Gehalt an Stabilisierungsoxiden in vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid (FSZ fully- stabilized- zirconia) und teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid (PSZ partially- stabilized- zirconia) unterteilt. Vollstabilisiertes Zirkoniumdioxid enthält einen so hohen Zusatz an Fremdoxiden, dass die kubische Hochtemperaturphase bis

auf Raumtemperatur erhalten bleibt. Bei einem Zusatz von 8 Mol% Y_2O_3 kann die Vollstabilisierung erreicht werden. Allerdings findet im kubischen Gefüge die gewünschte Umwandlungsverstärkung nicht statt und kommt daher im zahnmedizinischen Bereich nicht zum Einsatz. Im PSZ hingegen ist ein gewisser Anteil an tetragonaler Phase vorhanden, der in einer kubischen ZrO_2 - Matrix eingelagert ist. Durch geringere Mengen an Y_2O_3 (3 Mol%) oder an anderen Stabilisierungsoxiden wie MgO oder CaO (8- 10 Mol%) kann dieses Gefüge hergestellt werden [71]. Die mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit und Zähigkeit bleiben aber unter denen von FSZ [27, 57]. Für den zahnmedizinischen Bereich hat sich Y-TZP bewährt. Die mechanischen Eigenschaften steigen linear mit dem Gehalt an tetragonaler Phase, was wiederum von der Konzentration von Y_2O_3 abhängig ist. Als besonders günstig gilt ein Zusatz von 3 Mol% von Y_2O_3 [72, 73]. Auch die Korngröße und deren Verteilung sind neben der Anwesenheit von Stabilisierungsoxiden für die Stabilität der tetragonalen Phase von großer Wichtigkeit. Um eine spontane Umwandlung der metastabilen tetragonalen – in die monokline Phase zu vermeiden, müssen die Körner homogen verteilt sein und dürfen einen Durchmesser von 0,3 – 0,5 μm nicht überschreiten. Eine solche Umwandlung würde mit einer deutlichen Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften einhergehen [74, 75]. Zur Verminderung der hydrothermalen Alterung werden Y-TZP- Keramiken geringe Mengen an Al_2O_3 (0,5 Gewichts- %) zugesetzt, was den Alterungsprozess um das 10-fache verlangsamt [76, 77].

Die Y-TZP- Keramiken sind weniger anfällig für die Entstehung und den Wachstum von festigkeitsmindernden Rissen und haben eine sehr hohe mechanische Belastbarkeit. Verantwortlich dafür ist die sog. Phasentransformationsverstärkung, die als Voraussetzung das Vorhandensein der metastabilen, tetragonalen Phase im Zirkoniumdioxidgefüge hat. Zwei unterschiedliche Mechanismen liegen der Phasentransformationsverstärkung zu Grunde [78].

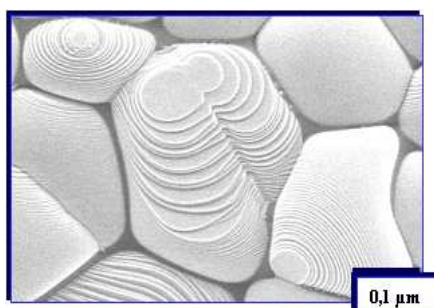


Abb. 8: Vergrößertes monoklines ZrO_2 - Teilchen neben mehreren metastabilen, tetragonalen ZrO_2 - Teilchen.

Die $t \rightarrow m$ - Umwandlung kann einerseits durch hohe Zugspannung hervorgerufen werden, die an der Spitze eines sich ausdehnenden Risses auftreten. Die $t \rightarrow m$ - Umwandlung kommt durch

den bei Zugspannung verminderten Matrixdruck auf die umgebenden Zirkoniumdioxidkristalle zustande. Das größere Volumen der entstehenden monoklinen Kristallform führt aber zu einer lokalen Druckspannung im Bereich der Risssspitze, wodurch das weitere Wachstum durch Zusammendrängen der Rissflanken vermindert wird.

Andererseits können spontane lokale $t \rightarrow m$ -Umwandlungen von Zirkoniumdioxid die Bildung feiner Mikrorisse induzieren, welche ihre Ursache in dem größeren Volumen der monoklinen Kristallstruktur haben. Allerdings wird das Wachstum eines Risses verhindert, indem er sich am Mikroriss totläuft oder an Zirkoniumdioxidteilchen abgelenkt wird [71, 79].

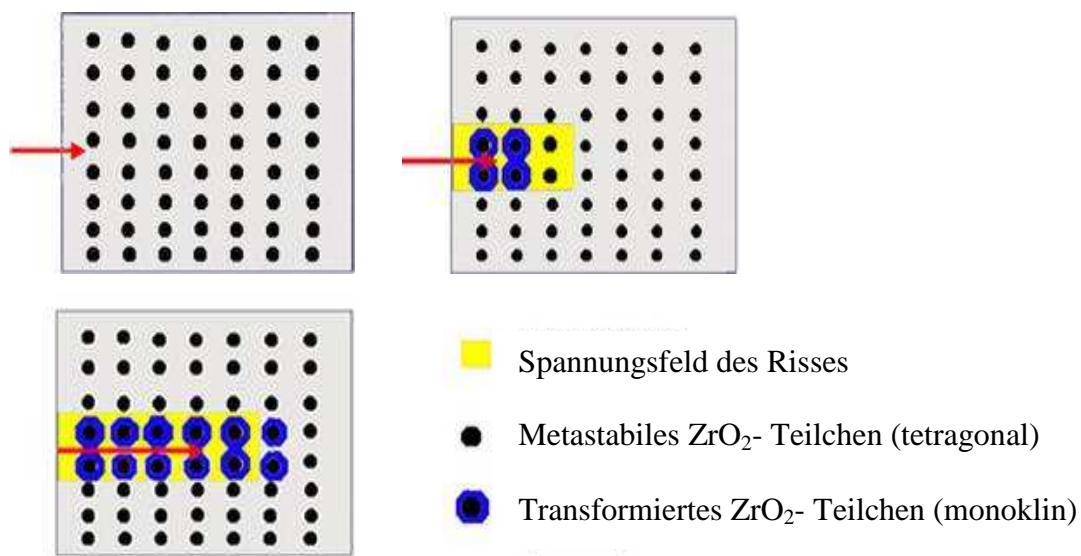


Abb. 9: Spannungsinduzierte Umwandlung metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen.

Spontane Umwandlungen von Zirkoniumdioxidteilchen treten nahe der Oberfläche in Abwesenheit des hydrostatischen Drucks auf, wodurch die Festigkeit der oberflächlichen Schichten gegenüber tiefer liegenden erhöht ist und somit eine komprimierte Oberflächenschicht ausgebildet wird [78]. Dies führt zu einer gewissen Schadenstoleranz [57, 80, 81].

2.2.4 Dentale Verblendkeramiken

Wie Metall weist Zirkoniumdioxid hervorragende mechanische Eigenschaften auf, hat allerdings in ästhetischer Hinsicht Defizite. Zwar lässt sich Zirkoniumdioxid in verschiedenen Farbstufen einfärben [19], aber wegen seiner hohen Opazität muss es notwendigerweise mit konventionellen keramischen Massen verblendet werden [82].

2.2.4.1 Struktur und Eigenschaften der Verblendkeramiken

Bei dentalen Verblendkeramiken handelt es sich um Feldspatkeramiken. Zur Erzielung gewisser optischer und mechanischer Eigenschaften sind bestimmte Zusatzstoffe notwendig. So lässt sich, wie in Kapitel 2.2.2.1.1. bereits erwähnt, durch unterschiedliche Zusätze und Zusammensetzungen der einzelnen Verblendmassen (opake Grundiermasse oder Liner, Dentin-, Schmelz- und Effektmasse) ein möglichst ästhetisches Ergebnis erreichen. Auch die Brenntemperatur kann über Zusätze wie Natrium-, Kalium-, Kalzium- und Boroxid gesteuert werden. Beim Brennen von Feldspat, Quarz und Kaolin entsteht eine glasartige, amorphe Grundmatrix, mit einer Partikeleinbettung aus Leuzitkristallen in der kristallinen Phase [30, 83]. Über den Gehalt an Leuzitkristallen in der Keramik, dessen Kristalle während des Sintervorgangs wachsen, wird die Viskosität und Standfestigkeit der Verblendkeramik beim Brennvorang beeinflusst [1]. Mittels Natrium-, Magnesium- oder Bariumoxid als Zusatz lässt sich eine WAK- Anpassung steuern [84]. Die Druckfestigkeit von Verblendkeramiken liegt bei 800- 1000 MPa, während die Biegefestigkeit mit 80- 100 MPa und die Zugfestigkeit mit 40- 100 MPa, wie bereits erwähnt, die entscheidenden Schwachstellen darstellen [1].

2.2.4.2 Verblendkeramik für Zirkoniumdioxid- und Metallgerüste

Der Verbund von Verblendkeramik und dem Metallgerüst kommt über mikromechanische und chemische Haftung zustande; demgegenüber kann der Verbund zwischen Zirkoniumdioxidgerüst und Verblendkeramik wegen der inerten Natur des Zirkoniumdioxid im Wesentlichen über eine Anpassung des WAK gesteuert werden. Noch einmal zum Vergleich die WAK- Werte von Verblendkeramik, Zirkoniumdioxid und Metallgerüstlegierungen:

Feldspatkeramik: $7,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ [30]

Zirkoniumdioxid: $10\text{-}10,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ [1]

EM-/ NEM- Legierungen: $13,5\text{-}15,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ [1]

Es hat sich gezeigt, dass die WAK- Werte von Gerüst und Verblendung angenähert sein müssen, um eine gute Stabilität der Verblendung zu erzielen; ideal ist ein um 10- 15 % niedrigerer WAK der Verblendkeramik [30]. Um dies zu erreichen muss der WAK- Wert der Feldspatkeramik erhöht werden, was durch die Zugabe von Leuzitkristallen ($\text{WAK: } 27,0 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) geschieht. Verblendkeramiken für Metallgerüste sind wegen ihres zu hohen WAK für Zirkoniumdioxidgerüste ungeeignet. Die ursprünglichen Versuche Zirkoniumdioxidgerüste mit Verblendkeramik für Titanrestorationen zu verblenden (ähnliche WAK- Werte) waren aber nicht erfolgreich [14]. Dies führte zur Entwicklung von speziellen Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxidgerüste.

2.2.4.3 Verbund zwischen Verblendkeramik und Zirkoniumdioxid bzw. Metall

Während die Haftung der Verblendkeramik an Metallgerüsten sowohl über einen mikro-mechanischen [32], als auch durch einen chemischen Verbund [85] zustande kommt, ist die Art des Verbundes zwischen dem mechanisch hochfesten, dicht gesinterten Zirkoniumdioxid-gerüst und der Verblendkeramik kaum untersucht [86]. Die physikalischen Eigenschaften von Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxidgerüste unterscheiden sich nicht wesentlich von denen für Metallgerüste; deshalb liegt es nahe, das Problem der Abplatzungen der Verblendkeramik auf den Verbund der beiden Materialien zurückzuführen [87]. Untersuchungen zu Folge wird die Haftung von Verblendkeramik auf Y- TZP- Oberflächen auf eine mikro-mechanische Verankerung zurückgeführt [86], wobei der Verbund als schwach bewertet wird [88]. Außerdem konnte keine Diffusion oder Vernetzung der vollkeramischen Materialien nachgewiesen werden [86, 89]. Wie bei der Verblendkeramik für Metallgerüste sind für Zirkoniumdioxidgerüste ebenfalls die Benetzung des Gerüstmaterials durch die Verblendkeramikmasse und die thermische Kompatibilität der Verbundpartner in Form von Angleichung der Wärmeausdehnungskoeffizienten von entscheidender Bedeutung [1]. Durch Angleichung des WAK konnte eine Verbesserung der Haftung von Y- TZP und Verblendkeramik analog der metallkeramischen Verblendtechnik erzielt werden [14, 84, 90]. Durch den um 10- 15% höheren WAK des Gerüstmaterials, sowohl Metall als auch Keramik, wird bei der Abkühlung die Verblendkeramik unter Druckspannung gesetzt und so kommt eine Steigerung der Verbundfestigkeit zustande [14, 91]. Die dabei im Gerüst auftretende Zugspannung kann aufgrund der hohen Festigkeit der ZrO_2 - Keramik vernachlässigt werden.

2.2.4.4 Prüfung des Haftverbundes und Frakturanalyse

Bei der Vielzahl der auf dem Markt befindlichen voll- und metallkeramischen Systeme ist eine zweckmäßige, aussagekräftige und standardisierte Prüfung der Verbundfestigkeit von Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken notwendig. Haft- bzw. Verbundprüfungen werden an geometrischen Prüfkörpern oder realen bzw. stilisierten Verblendkronen durchgeführt [92]. Dabei werden folgende vier Prüfmethoden unterschieden:

1. Biegeprüfung

Die Biegefestigkeit wird an normierten Prüfkörpern ermittelt, die bei der Prüfung unter Zug-/ Biegespannung gesetzt und mit ansteigender Kraft bis zum Bruch belastet werden. Dieses Vorgehen wird auch „statischer Biegeversuch“ genannt. Die Größe der Biegefestigkeit wird in MPa (N/mm^2) angegeben und ergibt sich aus der Umrechnung der aufgetragenen Last auf

den Querschnitt. Verschiedene Prüfverfahren ergeben unterschiedliche Ergebnisse, die nur dann vergleichbar sind, wenn die Werkstoffe von den verschiedenen Herstellern nach derselben Prüfmethode geprüft wurden. Der Dreipunkt- und Vierpunktbiegeversuch, sowie der biaxiale Biegetest sind die gebräuchlichsten Untersuchungsmethoden [19]. Die Ermittlung der Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik erfolgt nach DIN 9693 [93] im Dreipunktbiegeversuch, 1983 von Schwickerath entwickelt [94]. Eine Biegescherkraft von 25 MPa gilt allerdings als Mindestanforderung [30]. Da bei dieser Prüfung Qualität und Festigkeit des Verbundes nur infolge der Biegung des Gerüsts ermittelt werden kann, eignet sie sich nur zur metallkeramischen Verbundprüfung [94].

2. Scherprüfung

Die Scherprüfung erfolgt ebenfalls an geometrischen Prüfkörpern. Das Verblendmaterial wird in Richtung der Verbindungsfuge Gerüst-/ Verblendmaterial verschoben bzw. abgeschert, indem Zug oder Druck auf den Verblendmasseanteil ausgeübt wird [95]. Zur Vermeidung von Drehmomenten, welche die Ergebnisse verfälschen könnten, soll ein möglichst konstant kleiner Abstand zwischen Abscherstempel und Verbundfuge bestehen [96]. Beim Abscherversuch nach Schmitz und Schulmeyer wird ein aufgebrannter Keramikblock bestimmter Größe von einem Metallwürfel mit genormter Kantenlänge parallel zur Würfeloberfläche abgeschert. Die Scherverbundfestigkeit berechnet sich als Quotient aus der Bruchlast und der Haftfläche der Metall/ Keramik- bzw. Keramik/ Keramikfläche. WAK- Differenzen zwischen Metall und Keramik können die Ergebnisse beeinflussen, da auftretende Spannungen nicht durch Verformung des massiven Metallwürfels kompensiert werden. Zur Prüfung der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz bzw. der Verbundfestigkeit zweier Keramiken wird die Scherprüfung nach der DIN EN ISO 11404 (2003) empfohlen [97- 100]. Drehmomente sollen bei dieser Methode dadurch vermieden werden, dass die Scherkraft auf der gesamten Breite des Verblendmaterials angreift. Kohäsionsfrakturen sind bei dieser Prüfmethode die häufigste Versagensart [101, 102].

3. Zugprüfung

Der Zugversuch (DIN 50145) ist der Grundversuch der statischen Festigkeitsprüfungen. Eine stabförmige Probe wird in einer Zerreißmaschine zügig verlängert, wobei sowohl Belastung als auch Verlängerung kontinuierlich gemessen werden. Auf diese Weise entsteht das Spannungs- Dehnungs- Diagramm [28]. Die Spannung wird in N/mm^2 gemessen. Zur Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Materialien findet die Zugprüfung ebenfalls Anwendung [103]. Als „microtensile“- Verbundfestigkeitsprüfung kommt diese Methode in abgewandelter Form bei der Prüfung des Verbunds zweier Keramiken zum Einsatz [104, 105].

Allerdings wirken sich auch hier Proben- und Versuchsdesign auf die Ergebnisse aus [106, 107]. Zugprüfungen an realen oder stilisierten Kronen sind wegen des uneindeutigen Kraftangriffs und dessen Wirkung nur eingeschränkt aussagekräftig, weshalb diese Untersuchung nur im Rahmen eines Zugscherversuchs durchgeführt wird [95].

4. Druckprüfung

Der Druckversuch (DIN 50106) wird als Umkehrung des Zugversuchs bei Werkstoffen angewandt, die bevorzugt auf Druck beansprucht werden. Zylinderförmige Prüfkörper werden mit den planen Enden zwischen eine Prüfmaschine gelegt und unter Druckbelastung gestaucht, wobei sich der Durchmesser vergrößert. Aufgrund der Querschnittszunahme müssen beim Druckversuch größere Kräfte aufgewendet werden als beim Zugversuch. Der Druckversuch wird entsprechend der unter Funktion bevorzugt auftretenden Kraftrichtung durchgeführt [28]. Durch die Ausübung von Druck auf die Inzisalkante oder Okklusalfäche von realen oder stilisierten Kronen kann die Festigkeit und der Haftverbund der Verblendung getestet werden [108]. Mit Hilfe dieser Methode lassen sich Aussagen über die Anwendbarkeit von Verbundsystemen im dentalen Bereich machen. Trotz der großen Streuung der Messergebnisse, wegen der unterschiedlichen Größe der Kronen, können die Testergebnisse doch mit den im Mund auftretenden Kräften als Mindestanforderung verglichen werden [95]. Außerdem lassen sich herstellungsbedingte Faktoren der Keramikverblendkronen mit berücksichtigen.

Frakturanalyse

Bei einem frühzeitigen Versagen konventioneller glashaltiger Dentalkeramikrestaurationen handelt es sich meist um Ermüdungsfrakturen durch statische oder zyklische Belastungen unter der kritischen Frakturgrenze [109- 111]. Wie bereits im Kapitel über die werkstoffkundlichen Grundbegriffe von Keramiken erwähnt, spielen verschiedene Faktoren bei Entstehung und Fortschreiten eines Risses eine Rolle; so sind Volumen- und Oberflächendefekte, bestehende Spannungen nach Politur, thermische Einflüsse bei Bearbeitung sowie der Feuchtigkeitseinfluss im Mundmilieu ebenso von Bedeutung, wie Schichtstärke und Gestaltung der Restauration, E- Modul der verschiedenen Werkstoffe und Qualität des Keramik- Komposit-Schmelz-/ Dentinverbundes. Auch die Größe und Richtung der auftretenden Kräfte können zur Rissbildung beitragen [112, 113]. Generell werden vier verschiedene Versagensformen bei Vollkeramikronen beobachtet [113, 114].

1. Der Bruch beginnt von der äußeren Fläche der Krone an der Stelle des höchsten Wölbungspunktes [115, 116], auch „cone crack“ genannt.

2. Das Versagen hat seinen Anfang an der Grenzfläche zwischen Gerüst- und Verblendkeramik [116- 118].
3. Das Versagen beginnt im Bereich der Belastungszone, wodurch sich eine radial verlaufende Rissbildung zeigt [116, 117].
4. Der Bruch entsteht außerhalb des Belastungsradius.

Da Keramik besonders empfindlich auf Zugspannung reagiert, zeigen diese vier Versagens-typen, wo unter Belastung die Stellen mit der höchsten Risskonzentration und Spannung auftreten [112, 115, 117]. Die Bildung radial verlaufender Risse direkt unter der Belastung im Kontaktbereich Zahn/ Keramik ist bei allen mehrschichtigen Vollkeramiksystemen der primäre Ursprung des Versagens. Bei Keramikrestorationen mit einem Hartkerngerüst zeigte sich die radiale Rissbildung nur im Bereich der Verblendkeramik, während das Gerüst der Belastung standhielt [114, 116, 119, 120]. Bei Kronen mit Y- TZP als Gerüstmaterial konnten diese Ergebnisse bestätigt werden; in den meisten Fällen blieb das Gerüst unbeschädigt und es kam nur im Bereich der Verblendung zum Abplatzen der Keramik [91, 121- 123]. Bei genauer Betrachtung des Frakturbildes, zeigt sich ein den metallkeramischen Restaurationen vergleichbares Bild des Frakturverhaltens; auch hier sind Risse in der Verblendung oder Abplatzungen die häufigste Versagensursache [114, 124].

2.2.5 CAD – CAM- Technologie

CAD/ CAM ist ein Begriff aus dem technischen Maschinenbau und ist die Abkürzung für Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing. Darunter werden die dreidimensionale, computergestützte Modellation eines Werkstücks und die anschließende automatisierte Herstellung durch computergesteuerte Werkzeuge verstanden. Diese Herstellungstechnologie hat sich in diversen Bereichen der industriellen Produktion bewährt und trägt zur Rationalisierung des Herstellungsprozesses bei. Im dentalen Bereich ist die Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid durch direktes Sintern auf hochfesten Modellen, oder die Anwendung herkömmlicher Guss- und Presstechnologien wegen der äußerst hohen Verarbeitungstemperaturen von Zirkoniumdioxid nicht möglich. Ebenso lässt die hohe Festigkeit und Härte des Materials eine kostengünstige Bearbeitung nicht zu. Aus diesen Gründen ist eine Verarbeitung von Zirkoniumdioxid im dentalen Bereich nur mit Hilfe der CAD/ CAM- Technologie möglich [84].

2.2.5.1 Entwicklung dentaler CAD- CAM-Systeme

François Duret hatte bereits 1971 die Idee von der computergestützten Fertigung von Zahnersatz [125] und kann als Begründer der CAD- CAM- Technologie angesehen werden [126]; ihm gelang 1985 die Herstellung CAD- CAM gefräster Einzelkronen. Als Alternative zur Gusstechnik machten zunehmend Kopierfräsanlagen wie z. B. Celay CAD- CAM Verfahren sowie mit der Funkenerosionstechnik kombinierte CAD- CAM- Verfahren wie Procera auf sich aufmerksam [127]. Als erstes System zur chair- side- Herstellung von Kronen und Inlays kam Ende der 1980 er Jahre das CEREC[®]- System auf den Markt [128]. CAD- CAM- Systeme zur Bearbeitung von Yttrium- verstärktem Zirkoniumdioxid wurden seit 1990 im dentalen Bereich eingesetzt. DCS oder DCM seien als Beispiele erwähnt. Mittlerweile haben viele Firmen den CAD- CAM- Sektor entdeckt und ihre Systeme bis zur klinischen Einsetzbarkeit entwickelt. Aufgrund der industriefertigten Rohlinge und der automatisierten Verfahren werden herstellungsbedingte Fehler vermieden und hohe Bruchzähigkeitswerte und hohe Festigkeitswerte erzielt. Daher scheint sich die CAD- CAM- Technologie auf dem Dentalmarkt weiter gut zu entwickeln [14, 34, 87, 127, 129- 133].

2.2.5.2 Dentale CAD- CAM Fertigung

Die bereits oben genannten positiven Eigenschaften der Hochleistungskeramiken, insbesondere von Zirkoniumdioxid, haben ihre Bedeutung als zahnärztliches Restaurationsmaterial wachsen lassen. Da diese Materialien vornehmlich nur im Rahmen der CAD- CAM- Technologie bearbeitet werden können, entwickelte die Dentalindustrie verstärkt Verfahren zur zahntechnischen Anwendung [52]. Durch eine stärkere Automatisierung der Herstellungsprozesse lassen sich Zeit- und Kostenersparnis bei gleichbleibender Produktionsqualität erzielen [134, 135]. Der Begriff CAD beschreibt im zahnmedizinischen Bereich die Konstruktion des Zahnersatzes bzw. des Gerüsts auf der Basis computergestützter Gestaltungsprogramme, wohingegen sich der Begriff CAM auf die Fertigung des Werkstücks durch automatisierte Fräs- und Schleifeinheiten bezieht. Während beim industriellen Einsatz der CAD- CAM- Technologie viele gleichartige Werkstücke produziert werden, besteht im zahnmedizinischen Anwendungsbereich die Forderung nach individuell auf den jeweiligen Patienten angepassten Restaurationen. Hier stehen also die hohen Anforderungen an Genauigkeit und die funktionellen und ästhetischen Eigenschaften im Vordergrund [136, 137]. Erst der Fortschritt im Bereich der Prozesstechnik und der Datenverarbeitung der letzten Jahre machten es möglich diese Bedingungen zu erfüllen und somit die CAD- CAM- Technologie effizient in der Zahnmedizin einzusetzen [138]. In der Zahntechnik werden bislang die

konventionellen Verfahren, wie z. B. lost- wax- oder das Sintertechniken angewendet. Bei diesen Techniken handelt es sich um additive Maßnahmen, während den maschinellen Verfahren zumeist subtraktive Prozesse zugrunde liegen, bei denen die Werkstücke aus einem vorgefertigten Rohling herausgefräst werden. Im Rahmen der CAD- CAM- Systeme nimmt das Lasersinterverfahren eine Sonderstellung ein, da es sich hier, wie bei den konventionellen Methoden in der Zahntechnik um einen additiven Vorgang handelt, bei dem Punkt für Punkt die Restauration durch einen Laserstrahl aus Metallpulver, entsprechend der CAD- Daten, aufgetragen wird. Es können computergestützte (CAD- CAM) und analoge Herstellungsverfahren (Kopierfräs- oder Erodierverfahren) bei der maschinellen Herstellung von Zahnersatz unterschieden werden. Für die analogen Systeme ist eine Vorform der definitiven Restauration nötig, die messtechnisch erfasst und anschließend dupliziert wird. In diesem System ist es nicht möglich die Restauration virtuell zu bearbeiten [139]. Als Grundlage für die computergestützte CAD- CAM Gestaltung von Zahnersatz muss die komplexe Geometrie der Zahnstümpfe dreidimensional erfasst werden, was in der Regel durch Laserscan- oder verschiedene Streulichtverfahren geschieht. Die zahnärztliche Restauration lässt sich nun auf der Grundlage dieser virtuell duplizierten Modelle konstruieren und mit Hilfe digitaler Datenaufbereitung und -weiterverarbeitung weitgehend in einem automatisierten Prozess herstellen [52]. Als Zwischenform zwischen analogen Herstellung und den CAD- CAM- Systemen kann das CAM- Verfahren gelten. Wie bei den analogen Techniken wird eine Vorform der Restauration hergestellt, anschließend abgetastet und digitalisiert. Der digital aufbereitete Datensatz wird an eine CNC- Fräseinheit übermittelt. Als Beispiel für dieses Verfahren dient das Cercon[®]- System von DeguDent [17].

Die CAD- CAM- Verfahren bieten ein breites Spektrum an Werkstoffen für die Herstellung von Zahnersatz. Industriell vorgefertigte Rohlinge aus Titan-, EM- und NEM- Legierungen stehen ebenso zur Verfügung wie keramische Werkstoffe aus Zirkoniumdioxid, Aluminiumoxid, Infiltrations- und Glaskeramiken. Auch Rohlinge auf Kompositbasis sind auf dem Markt erhältlich [140, 141].

Im Rahmen der CAD- CAM- Technologie steht neben dem so genannten Lab- Side- Verfahren, bei dem eine konventionelle Abformung und Modellherstellung notwendig sind, auf deren Grundlage dass die digitale Weiterverarbeitung im Labor oder ausgelagerten Fräszentrum stattfindet [142], auch das Chair- Side- Verfahren zur Verfügung. Beim Cerec[®]- System beispielsweise wird die präparierte Kavität mit einer Intraoralkamera direkt im Mund des Patienten virtuell abgeformt, anschließend werden die Daten bearbeitet, die Restauration

konstruiert und in der Praxis gefräst. Das Einsetzen des Werkstücks erfolgt noch in derselben Sitzung [143].

Die Indikationsbereiche der auf der Basis von CAD- CAM- Technologie hergestellten Formen von Zahnersatz hat sich durch die vermehrte Entwicklungstätigkeit im Dentalsektor stark erweitert. In Abhängigkeit von den Werkstoffen bieten die verschiedenen Systeme Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronengerüste, Kronen mit Kauflächengestaltung, bis zu 14- gliedrige Brückengerüste, Brücken mit Kauflächengestaltung, Implantatsuprakonstruktionen, Teleskopkronen und Geschiebe an [125, 140, 144].

2.2.5.3 Herstellung der Y- TZP Kappchen im CAD- CAM- Verfahren

2.2.5.3.1 Industrielle Vorbereitung der Zirkoniumdioxidkeramik für die CAD- CAM Verarbeitung

Als erster Schritt der industriellen Herstellung von Oxidkeramiken steht das kaltisostatische Pressen des Rohmaterials. Aus synthetischen Rohstoffen, sowie mit Hilfe moderner Pulveraufbereitungs- und Formgebungsmethoden werden stabile kreideähnliche Grünkörper hergestellt, die eine hohe Primärdichte aufweisen [82]. Durch heißisostatisches Pressen (HIP: Hot Isostatic Postcompaction) bei 1000 bar und 50°C unter der Sintertemperatur können dichtgesinterte oxidkeramische Rohlinge nachverdichtet werden, um so die Beständigkeit gegen Mikrorisswachstum und das Langzeitverhalten der Oxidkeramik zu verbessern [69, 145, 146]. Die HIP- Technologie verläuft in drei Stufen: Zuerst wird das Y- TZP ohne Druck in einer anoxidischen Atmosphäre bis zum Erreichen von ca. 95% der theoretischen Dichte vorgesintert. Anschließend erfolgt der isostatische Druckprozess, mit dem die residuale Porosität entfernt wird [145]. Im dritten Schritt erfolgt der Weißbrand in einer sauerstoffhaltigen Atmosphäre; hierbei erhält das Material wieder seine weiße Farbe. Sowohl die Grün- als auch die „gehipten“ Weißkörper erhalten ihre endgültige Festigkeit während des abschließenden Sinterbrandes in oxidierender Atmosphäre bei 1350- 1500°C.

Mechanische Eigenschaften des Al₂O₃ und Y- TZP			
Mechanische Eigenschaften	Al₂O₃	TZP Sintern ohne Druck	TZP Sintern mit HIP
Dichte (g/cm ³)	3,9	6	6,1
Mittlere Korngröße (µm)	< 7	< 1	< 0,5
Mikrohärte (Vickers)	2000 - 3000	1000 - 1200	1000 - 1300
E- Modul (GPa)	380	200	200
Biegefestigkeit (MPa)	400	900	1200
K _{IC} (Bruchzähigkeit)(MPa x m ^{1/2})	5 - 6	9 - 10	9 - 10

Tab. 4: Mechanische Eigenschaften des Al₂O₃ und Y- TZP [145].

2.2.5.3.2 Methoden zur Bearbeitung von Zirkoniumdioxidkeramik

Aufgrund seiner physikalischen Eigenschaften ist Zirkoniumdioxid schwer zu verarbeiten. Weder Guss-, Press- noch Sinterverfahren sind wegen der hohen Schmelz- und Zersetzungstemperaturen zur Herstellung von Kronengerüsten geeignet. Die Formgebung des Zahnersatzes aus industriell hergestellten Keramikrohlängen kann sowohl vor oder nach dem endgültigen Sintervorgang erfolgen. Für die Verarbeitung von Zirkondioxid werden derzeit nach drei verschiedene Methoden im Rahmen der CAD- CAM- Technologie favorisiert [126, 147]:

1. Die Grünbearbeitung vorgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge,
2. die Weißbearbeitung teilgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge,
3. die Hartbearbeitung dichtgesinterter Zirkoniumdioxidrohlinge.

2.2.5.3.2.1.1 Grünbearbeitung

Bei der Grünbearbeitung wird aus einem durch primäre Verdichtung des oxidkeramischen Ausgangspulvers gewonnenem, porösen Zirkoniumdioxidrohling die um ca. 20% vergrößerte Form des Kronengerüsts herausgefräst und anschließend dichtgesintert. Da in diesem Fall nach vorausgehender Digitalisierung des Modells und anschließender linearer Vergrößerung der um den für jede Charge typischen Vergrößerungsfaktor einberechnet wird, sollten nach dem Sintervorgang Gerüste mit optimaler Passung resultieren, die kaum einer Nachbearbeitung bedürfen [148]. Sowohl der geringe Zeit- und Schleifkörperaufwand, als auch die geringe Nachbearbeitung nach dem Sintervorgang können als Vorteil dieses Verfahrens gewertet werden. In Untersuchungen von [84, 149- 155] wurde gezeigt, dass nachträgliches Schleifen an dicht gesinterten Restaurationen zu verminderten mechanischen Eigenschaften

führt. Dies lässt sich allerdings nicht vollständig vermeiden, da die Schrumpfung nicht exakt linear verläuft. Die Beherrschbarkeit der Sinterschrumpfung konnte bislang nur in wenigen Studien nachgewiesen werden [156, 157]. Bei weitspannigen, bogenförmigen Brücken ist eine gute Passgenauigkeit noch nicht erreicht [158, 159].

2.2.5.3.2.1.2 Weißbearbeitung

Weißbearbeitung ist die CAM- Bearbeitung teilgesinteter Zirkoniumdioxidrohlinge. Weiße Rohlinge werden unter Druck bei 1000° C vorgesintert und weisen bereits einen Verdichtungsgrad von 55- 70 % auf, sind aber im Vergleich zu dichtgesintertem Zirkoniumdioxid noch relativ porös. Vorteil dieses Verfahrens ist, dass eine geringere Schrumpfung ausgeglichen werden muss, und dass der Verschleiß der Schleifwerkzeuge im Vergleich zur Hartbearbeitung geringer ausfällt. Allerdings sind Diamantschleifkörper und Wasserkühlung notwendig um die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Materials nicht negativ zu beeinflussen. Die meisten in der Literatur und auf dem Dentalmarkt als Weißbearbeitung bezeichneten Verfahren entsprechen eher der Grünbearbeitung (Vita In-Ceram YZ Cubes, Vita; ZS- Blanks[®]- Everest[®], Kavo; DC Shrink[®]- Precident[®], DCS Dental AG). Das Procedere der Bearbeitung im teilgesinterten Zustand, der eigentlichen Weißbearbeitung wird nur von wenigen Herstellern angewendet; z. B. ELs Zirkon Y- TZP- W[®] (Digident, Amann Girsbach).

2.2.5.3.2.1.3 Hartbearbeitung

Die Hartbearbeitung erfolgt an endgültig durchgesinteter Keramik. Durch einen nachfolgenden heißisostatischen Pressvorgang (HIP: Hot Isostatic Press) bei 1000 bar und 50° C unter der Sintertemperatur besteht die Möglichkeit die Keramik nochmals nachzuverdichten und so die Langzeitbeständigkeit des Werkstoffs gegenüber dem Wachstum von Mikrorissen zu verbessern [69]. Gegenüber der Grün- oder Weißbearbeitung ist die Hartbearbeitung dichtgesinteter Zirkoniumdioxidrohlinge mit diamantierten Schleifkörpern sowohl mit einem höheren Zeit- und Arbeitsaufwand, als auch mit einem höheren Verschleiß an Schleifkörpern verbunden. Außerdem besteht die Gefahr, dass während des Schleifvorgangs unerwünschte Gefügedefekte in der bereits dichtgesinterten Keramik entstehen [153, 160, 161], die sich nachteilig auf das Langzeitverhalten auswirken können.

2.2.5.4 Auswirkung der verschiedenen Bearbeitungsverfahren und der Nachbearbeitung auf die Qualität der Restauration

2.2.5.4.1 Einfluss der Oberflächenbearbeitung

Bei der Herstellung von Zahnersatz durchläuft der Y- TZP- Rohling verschiedene Arbeitsschritte, bei denen noch nicht vollständig geklärte Prozesse ablaufen, welche die Festigkeit der endgültigen Restauration beeinflussen können. Dies sind zum einen das Fräsen und das anschließende Aufpassen und Polieren des Gerüsts, des Weiteren das Aufbrennen der Verblendkeramik bei ca. 900° C, sowie das Sandstrahlen vor dem definitiven Einsetzen. Letzteres dient vor allem dem mikromechanischen Retentionsgewinn vor der adhäsiven Befestigung des Zahnersatzes [162]. Die Auswirkungen dieser mechanischen und thermischen Bearbeitung wurden in vielen Studien untersucht und führten zu oft divergierenden und kontrovers diskutierten Schlussfolgerungen und Empfehlungen [34, 109, 112, 149- 151, 154, 155, 163- 168]. Während einige Autoren eine durch Beschleifen mit Diamantschleifkörpern oder durch Sandstrahlen hervorgerufene Festigkeitsminderung um bis zu 50% nachwiesen [153, 154, 166, 167, 169], was auf das Auftreten kleiner Abplatzungen und Mikrorissbildungen beim Fräsen zurückgeführt wird [58], konnten andere Studien keinen signifikanten Festigkeitsverlust feststellen [23]. Demgegenüber stehen Ergebnisse, die besagen, dass durch Beschleifen oder Sandstrahlen sogar die Festigkeit des Materials erhöht wird, solange bei der Bearbeitung keine Temperaturerhöhung stattfindet [168]. Die Ursache dafür liegt in der Entstehung einer kompressiven Schicht auf der bearbeiteten Gerüstoberfläche des Y- TZP. Nicht in die Matrix eingepresste tetragonale Körner können spontan oder durch mechanische Bearbeitung von der tetragonalen in die monokline Phase transformieren [149]. In der Folge entsteht eine Erhärtung der Oberflächenschicht, die zu einer Erhöhung der Festigkeit der Zirkoniumdioxidkeramik durch o. g. Bearbeitung führt [151, 154, 163, 165, 168]. Mikrorisse und Oberflächendefekte, welche die kompressive Schicht auf der Oberfläche überschreiten, induzieren Materialschwächungen und haben auf das Langzeitverhalten einen negativen Einfluss [109, 150, 151, 154, 155, 165, 168]. Dies zeigt sich klinisch in plötzlichem Materialversagen nach einigen Jahren [34, 164]. Die Empfehlung eines sog. Regenerationsbrandes ist kritisch zu betrachten. Beim Regenerationsbrand soll die Spannung, ausgelöst durch die bei mechanischer Bearbeitung eingebrachte Energie, die zur Phasenumwandlung im Y- TZP- Gefüge führt und Grenzflächenspannungen durch den nicht auf die Verblendkeramik angepassten WAK der monoklinen Phase induziert, wieder reduziert werden [170]. Die Umwandlung der monoklinen Partikel in die tetragonale Phase bei der thermischen Behandlung

hat jedoch zur Folge, dass die Kompressionsschicht verringert wird [165]. Mikrorisse und Oberflächendefekte, die während der Bearbeitung entstehen, werden nun aber nicht mehr durch den Druck der Kompressionsschicht kompensiert [154, 165, 168, 171] und haben die gleiche festigkeitsmindernde Auswirkung.

2.2.5.4.2 Passgenauigkeit der CAD- CAM Restaurationen

Neben den Faktoren der Oberflächenbearbeitung auf den klinischen Erfolg vollkeramischer Restaurationen hat auch die Passgenauigkeit einen Einfluss auf die Langlebigkeit von Zahnersatz. Ein geringer Randspalt und ein harmonischer Verlauf der Präparationsgrenze sind wichtige Kriterien für die Qualität prothetischer Restaurationen. Infolge großer Zementfugen kann es zu Verfärbungen, Undichtigkeiten, Zementabrasion und Sekundärkaries kommen. Während konventionelle Zemente stärker unter den Bedingungen des oralen Milieus desintegrieren, sind Kompositzemente aufgrund höherer mechanischer Festigkeitswerte beständiger. Zementfugen von 50-100 µm gewährleisten eine optimale Befestigung mit Kompositen [172]. Auch die Filmdicke des Befestigungsmaterials hat einen Einfluss auf die Passung und den Randspalt. Kronen, die mit Komposit befestigt wurden, zeigen einen geringeren Randspalt als mit Harvard- Cement befestigte Kronen [173]. Beim Vergleich von Presskeramiken und im CAD- CAM- Verfahren hergestellten geschliffenen und gesinterten Keramikrestaurationen zeigen erstere eine bessere Passgenauigkeit [174]. Die Passgenauigkeit von CAD- CAM- verarbeiteten Keramiken ist von mehreren Faktoren abhängig: Die Qualität der optischen Aufnahme des Modellstumpfes, die Datenver- und -bearbeitung am PC und die Qualität und Dimension der Schleifgeräte- und -instrumente lassen eine direkte Abhängigkeit erkennen. Während früher Spaltbreiten von 80- 282 µm gefunden wurden [175], sind heute Werte um 70 µm bei 3- bis 5- gliedrigen Brücken erreichbar [176]. Je nach Autor sind Werte von 50 µm [177] bis 120 µm [178] klinisch akzeptabel. Neuere Studien zeigen, dass der Erfolg adhäsiv zementierter Restaurationen aus Zirkoniumdioxid auch vom Zementsystem abhängig ist und dass zwischen den verschiedenen Befestigungskompositen signifikante Unterschiede im Hinblick auf einen perfekten Randschluss bestehen [179].

2.2.6 Einfluss des TCML auf die Festigkeit der CAD- CAM- Restaurationen

Die Bruchfestigkeit keramischer Restaurationen wird durch verschiedene äußere Faktoren während der Tragedauer in vivo beeinflusst. Bei in- vitro- Untersuchungen geht das Bestreben

dahin, dass gerade diese Bedingungen ebenfalls Berücksichtigung finden, um möglichst realitätsnahe Ergebnisse zu erhalten, die der in- vivo- Situation entsprechen [180, 181]. Mechanische Wechselbelastung, Korrosion und thermische Wechselbelastung sind die Hauptfaktoren, die auf die Bruchfestigkeit Einfluss haben. Zahnärztliche Restaurationen sind in der Mundhöhle täglich bis zu 14 000 antagonistischen Kontakten ausgesetzt [182], die bei physiologischen Vorgängen wie Schlucken, Kauen, Sprechen und reflektorischen Leerbewegungen, sowie bei unphysiologischen Belastungen wie parafunktionellen Abläufen während Pressen und Knirschen auftreten. Die höchsten Kräfte treten bei physiologischer Belastung während der Kauvorgangs auf. Im Rahmen der Untersuchungen der Festigkeit gilt dieser Art von Wechselbelastung besondere Aufmerksamkeit. Maximalkräfte während des Kauvorgangs liegen zwischen 150 und 665 N bei einer Frequenz von 58- 120 Kauzyklen pro Minute [183, 184]. Bei Bruxismus werden Maximalkräfte von 1221 N erreicht [185, 186]. Im Mittel liegen die Kaukräfte im Molarenbereich zwischen 20 und 120 N [187]. Die Angaben zur Anzahl der pro Jahr auftretenden Kauzyklen schwanken zwischen 240 000/ a [188] und bis zu 800 000/ a [189], was zu einer Gesamtzahl von 10^7 Kauzyklen während der Tragezeit einer zahnärztlichen Restauration führt [185].

Diese zyklische mechanische Wechselbelastung führt zwar nicht zum sofortigen Bruch der vollkeramischen Restauration, es kann aber zu verstärkter unterkritischer Rissausbreitung kommen, welche die mechanische Festigkeit herabsetzt und zum Versagen der Versorgung führen kann [118, 190, 191]. Die Rissausbreitung wird gerade im feuchtwarmen, korrosiven Mundmilieu zusätzlich beschleunigt [192]. Ursächlich dafür sind die oben beschriebenen Prozesse, Rebinder Effekt und Spannungsrisskorrosion.

Ein besonderes Korrosionsphänomen stellt die Degradation von ZrO_2 im wässrigen Milieu dar. Hydroxylionen füllen die vorhandenen Sauerstoffleerstellen und lösen so eine verstärkte Phasentransformation von der tetragonalen zur monoklinen Modifikation aus. Diese Volumenvergrößerung führt zu Mikrorissbildung im Keramikgefüge [193- 195].

Auch die thermische Wechselbelastung setzt die Festigkeit keramischer Werkstoffe herab [196]. Die in der Literatur beschriebenen Werte während des Atmens und der Nahrungsaufnahme liegen zwischen 0°C und + 67°C [197, 198]. Dies hat im Bereich der zahnärztlichen Restaurationen Temperaturdifferenzen von + 5°C - +55°C zur Folge [199, 200]. Im Laufe der Tragezeit von 10- 15 Jahren werden 5 000- 50 000 Temperaturwechselzyklen in der Literatur angegeben [201- 203].

2.2.7 Komposite

In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe verstanden, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten. Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher, die Eigenschaften des Werkstoffs beeinflussenden Komponenten. Die drei Hauptbestandteile werden in die organische Matrix, die disperse Phase und die Verbundphase unterteilt [204].

Organische Matrix

Die organische Matrix besteht im nicht ausgehärteten Zustand aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven [204]. Die verwendeten Monomere sind fast ausschließlich multifunktionelle Methacrylate, wie Bis-GMA, UDMA, TEGDMA. Diese bilden nach der Aushärtung dreidimensionale Netzwerke mit guten mechanischen Eigenschaften, sind aber hart und spröde [205]. Während der Methacrylat-Anteil für die hohe Reaktivität verantwortlich ist, werden mechanische Eigenschaften, Schrumpfung, Wasseraufnahme durch den aliphatischen Teil des Monomermoleküls bestimmt [204]. Je langkettiger die Moleküle sind, umso geringer ist die Schrumpfung, jedoch müssen aufgrund der hohen Viskosität Verdünnermonomere, wie HEMA zugesetzt werden, um die Verarbeitbarkeit zu erhalten [206].

Disperse Phase

Durch die Zugabe anorganischer Füller können die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix verbessert werden [204]. Nach Kim und Okuno [207] lassen sich dafür folgende Gründe aufführen:

1. Die Füllzugabe erhöht die Bruchoberfläche und verursacht die Verzweigung des Bruches, wodurch die Frakturenergie erhöht wird.
2. Die Matrix um den Füller herum wird plastisch verformt, was mehr Energie kostet.
3. Die Bruchlinienenergie der Bruchfront wird durch Bruchumlenkung um die Füller erhöht.
4. Durch die Mikrobruchbildung vor einem großen Bruch wird die Spannungskonzentration um die Bruchspitze verringert und die Bruchzähigkeit erhöht.
5. Die Richtung des Bruches erfährt eine verstärkte Umlenkung.

Außerdem werden Druck- und Zugfestigkeit, das Elastizitätsmodul und die Verschleißfestigkeit des Materials verbessert. Gleichzeitig sollen Polymerisationsschrumpfung, der lineare thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme verringert werden. Als anorganische Füllstoffe werden Quarz, Keramik und Siliziumdioxid verwendet [204]. Reines

Silikat kommt in verschiedenen kristallinen Formen wie Kristobalit, Tridymit oder Quarz und in nichtkristalliner Form als Glas vor. Kristalline Formen sind zwar stabiler und härter, allerdings werden die Ausarbeitung und die Politur dadurch erschwert. Aus diesem Grund kommt bei den meisten Kompositen Silikat im glasförmigen Aggregatzustand zum Einsatz; desweiteren haften Verbundvermittler am besten an silikathaltigen Füllkörpern. Durch den Zusatz von Lithium und Aluminium können kleinere Glaspartikel erzeugt werden. Barium, Zink, Bor, Zirkonium und Ytterbium sind für die Radioopazität verantwortlich [206].

Verbundphase

Eine direkte Verbindung zwischen den beiden unterschiedlichen Phasen, der organischen Matrix und den anorganischen Füllern, ist nur über ein Verbundmolekül möglich, das sowohl hydrophil, als auch hydrophob ist. Dies geschieht dadurch, dass die Füller mit einer Schicht eines Silan- Haftvermittlers überzogen werden. In der Regel kommt das 3- Methacryloxypropyl- Trimethoxysilan zur Anwendung, welches sich durch eine Esterreaktion chemisch mit den Hydroxylgruppen auf der Oberfläche der Silikatpartikel verbindet und mit den Methacrylatgruppen in das Polymergeflecht der organischen Matrix eingebunden wird [206, 208- 210]. Durch saure Hydrolyse kann der chemische Verbund gelöst werden, und es kommt anschließend zu einem Verlust der Füllkörper und damit zu einem höheren Verschleiß der Materialien [204].

Kompositzemente zeichnen sich durch eine hohe mechanische Belastbarkeit, Unlöslichkeit und Abrasionsresistenz aus. Durch den randspaltfreien, adhäsiven Verbund kommt es zu einer zusätzlichen Stabilisierung der vollkeramischen Restauration und des Zahnes [211- 217] und ein Vordringen von Bakterien wird vermieden [218]. Durch die gute Polierbarkeit, die zahnähnliche Transparenz und Farbgebung können sehr gute ästhetische Ergebnisse erzielt werden.

Kompositzemente werden nach verschiedenen Kriterien unterteilt. Je nach Art der Füllkörper werden mikrogefüllte und Hybrid- Befestigungskomposite unterschieden. Die Polymerisationsart ist ein weiteres Merkmal. Hier gibt es chemisch härtende Komposite, bei denen ein Initiatorsystem, bestehend z. B. aus einem tertiären Amin und Dibenzoylperoxid, die Polymerisationsreaktion einleitet. Bei den lighthärtenden Kunststoffen dient z. B. Kampferchinon als Initiator, der unter Einwirkung von Licht in Radikale zerfällt und so die Kettenreaktion startet. Bei der Befestigung von indirektem Zahnersatz haben sich dualhärtende Komposite bewährt; hier wird die Polymerisationsreaktion durch Licht initiiert und in den, vom Licht nicht erreichbaren tieferen Bereichen erfolgt die chemische Aushärtung [205]. Auch die Viskosität des Befestigungskomposits ist von Bedeutung. So werden niedrig-

mittel- und hochvisköse Formen unterschieden [219] und indikationsbezogen eingesetzt. Bei parallelwandigen, hochfiktiven Präparationsformen werden eher fließfähigere Materialien eingesetzt, bei konischer Präparation hingegen eher visköse Varianten. In Folge der Polymerisation kommt es zu einer Schrumpfung des Komposits von 2,15- 4,55 Vol- % nach sieben Tagen [220]. Dabei beeinflusst der Füllergehalt sowohl Schrumpfung als auch Viskosität reziprok.

Befestigungskomposite setzen eine geringe Menge Fluorid frei, was einen kariesprotektiven Effekt bewirkt. Trotz der relativ geringen Menge an freigesetztem Fluorid konnte eine Reduktion der Schmelz- und Dentindemineralisation vor allem durch ytterbiumtrifluoridhaltige Komposite gezeigt werden [221, 222].

Um die Randqualität im Zahnzwischenraum während der Tragedauer einer Restauration überprüfen zu können, muss das Füllungs- und Befestigungsmaterial eine gewisse Radioopazität aufweisen. So können rechtzeitig Sekundärkaries, marginale Über- oder Unterschüsse oder andere Imperfektionen diagnostiziert werden. Durch den Einsatz von radioopaken Füllstoffen, wie Barium- Aluminium- Silikatglas und Ytterbiumtrifluorid, wird bei Variolink eine überdurchschnittlich hohe Röntgenopazität erzielt [223].

2.2.7.1 Variolink II

Zur adhäsiven Befestigung der Einzelzahnkronen wurde das dualhärtende Befestigungskomposit- System Variolink II (Ivoclar- Vivadent, Schaan FL) benutzt. Neben dem dualhärtenden Befestigungskomposit enthält das Set den ungefüllten Haftvermittler Heliobond (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) und die Silanisierungsflüssigkeit Monobond S (Ivoclar- Vivadent, Schaan FL), die nach dem Ätzvorgang auf die keramische Restauration, bzw. nach dem Rocatec- Verfahren auf die konditionierte Legierungsoberfläche aufgetragen wird. Während die Keramik mit Flusssäure (5%) vorbereitet wird, erfolgt die Schmelzätzung mit dem phosphorsäurehaltigen Gel Email Preperator GS (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL). Die Dentinadhäsion wird über das Syntac- System (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) erzielt.

Die Matrix setzt sich aus den Monomeren Bisphenol- A- Glycidylmethacrylat (Bis- GMA), Urethandimethacrylat (UDMA) und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) zusammen. Als anorganische Füllstoffe dienen Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Barium- Aluminium- Fluorsilikatglas und ein sphäroides Mischoxid. Weitere Bestandteile sind Katalysatoren, Stabilisatoren und Farbpigmente. Die Größe der Füllkörper liegt zwischen 0,04 µm und 3,0 µm, der mittlere Partikeldurchmesser liegt bei 0,7 µm [224].

Zusammensetzung des Variolink II- Systems		
Variolink II	Monomer [Gew. %]	Füller[Gew. %]
Base	26,3	73,4
Katalysator dünnflüssig	27,9	71,2
Katalysator dickflüssig	22,0	77,2
Heliobond	Bis- GMA 60% TEGDMA 40%	
Monobond S	1% 3-Methacryloxypropyl- Trimethoxysilan	99 % 1:1 Lösung Wasser/ Ethanol

Tab. 5: Zusammensetzung des Variolink II- Systems [224].

2.2.8 Konventionelle Zemente

Zemente sind Stoffgemische, die in Pulverform vorliegen und mit Wasser oder wässrigen Lösungen angemischt werden. Dabei entsteht eine plastische Masse, die anschließend aushärtet. Durch verschiedene Zusätze zu Pulver und Flüssigkeit werden mechanische, chemische und biologische Eigenschaften optimiert. Zemente finden Anwendung sowohl zur Befestigung prothetischer Restaurationen, als auch als Füllungs- oder Unterfüllungsmaterialien. Nach ihren Hauptbestandteilen werden Zemente folgendermaßen eingeteilt:

Einteilung der Zemente nach ihren Hauptbestandteilen		
Pulver	Flüssigkeit	
	Phosphorsäure	Polyacrylsäure
Zinkoxid	Zinkoxidphosphatzement	Carboxylatzement
Glas	Silikatzement	Glasionomerzement

Tab. 6: Einteilung der Zemente nach ihren Hauptbestandteilen [204].

Zinkoxidphosphatzement findet als Unterfüllungs- und Befestigungszement Anwendung. Das Pulver besteht zu 80- 90 Gewichtsprozent aus Zinkoxid [204]. Durch Zusatz von Magnesium- und Aluminiumoxid wird die Druckfestigkeit erhöht [204] und der Abbindevorgang beschleunigt, sodass nach 24 Stunden tertiäres Zinkphosphat vorliegt [225]. Als Füllkörper die-

nen Siliziumoxid und andere Oxide. Die Flüssigkeit enthält zu 52- 56 Gewichtsprozent Orthophosphorsäure. Zusätze, wie Aluminium und Zink dienen der Pufferung, der Rest der Flüssigkeit besteht aus Wasser.

Zinkoxidphosphatzement besitzt eine hohe Druckfestigkeit von 80 bis 110 MPa. Bedingt durch eine geringe Löslichkeit in der Mundhöhle, die klinisch jedoch keine Probleme zu bereiten scheint [12], sind möglichst kleine Zementspalten anzustreben. Die Filmdicke eines adäquat angemischten Zinkoxidphosphatzements- ausgepresst zwischen zwei Glasplatten- liegt zwischen 15 und 45 μm [204]. Die nach dem Anmischen initial noch freie Phosphorsäure kann gelegentlich zu Pulpaschäden führen [226], die jedoch durch den Einsatz von schnellhärtendem Zement minimiert werden können. Aufgrund einer linearen Schrumpfung von 0,03 % eignet sich Zinkoxidphosphatzement nicht als Füllungsmaterial [204].

Silikatzemente sind Gemische aus Kalzium- Aluminium- Silikatgläsern, die mit einer Flüssigkeit auf der Basis von Orthophosphorsäure angemischt werden. Aufgrund ihrer hohen Pulpatoxizität, sowie der mangelnden physikalischen Eigenschaften, wie hohe Löslichkeit und geringe Druckfestigkeit, finden Silikatzemente heute in der Zahnmedizin keine Verwendung mehr [10, 204].

Die Pulverzusammensetzung der Carboxylatzemente entspricht im Wesentlichen denen der Zinkoxidphosphatzemente. Die Flüssigkeit besteht zu 40- 50 Gewichtsprozent aus Polyacrylsäure in wässriger Lösung. Die Aushärtung der Carboxylatzemente erfolgt unter Kettenbildung, wobei ein Zink- Metallionen- Polyacrylatkomplex gebildet wird. Es wird eine Druckfestigkeit von 55 MPa erreicht, die deutlich geringer als die von Zinkoxidphosphatzement ausfällt [227]. Die plastische Verformbarkeit ist nach dem Abbinden ebenfalls höher. Trotz der Möglichkeit der Carboxylsäuregruppen, eine Bindung mit Calciumionen des Hydroxylapatits einzugehen, wird die Randschlussqualität des Zements in der Literatur kritisch bewertet [173, 228, 229]. Die hohe Abbindeschrumpfung wird hierfür als Ursache diskutiert. Des Weiteren findet kein chemischer Verbund zwischen Zement und Gold oder Platin statt [204]. Als Vorteil kann der rasche pH- Wertanstieg nach dem Anmischen gewertet werden, der zu einer geringeren Pulpatoxizität führt [226, 229]; außerdem kann die Polyacrylsäure aufgrund ihrer Molekülgröße nur langsam Richtung Pulpa diffundieren. Außer beim Einsetzen von Zahnersatz auf sensiblen Stümpfen ist Carboxylatzement dem Zinkoxidphosphatzement nicht überlegen.

Glasionomerzemente bestehen ebenfalls aus den für Dentalzemente typischen Komponenten Pulver und Flüssigkeit, welche durch eine Säure- Basen- Reaktion aushärten [204, 230, 231]. Es werden vier verschiedene Gruppen unterschieden.

- konventionelle Glasionomerzemente
- metallverstärkte Glasionomerzemente
- hochvisköse Glasionomerzemente
- kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente

Der Pulveranteil besteht bei Glasionomerzementen aus Kalzium-Aluminium- Silikatglas mit eingesprengten kalziumfluoridreichen kristallisierten Tröpfchen, die beim Schmelzvorgang der Ausgangskomponenten als Flussmittel dienen [204]. Bei konventionellen Glasionomerzementen finden Polycarbonsäuren wie Polyacrylsäure und deren Kopolymere wie Itakon- und Maleinsäure Anwendung, die, durch Gefriertrocknung pulverisiert, dem Pulveranteil zugegeben werden können. So können Dosierfehler vermieden werden. Der Silikatanteil wurde durch eine 100 nm dicke Kieselgelschicht auf den gemahlenen Gläsern vorbehandelt, um so modifiziert optimal mit der Säurekomponente reagieren zu können. Dadurch verlängert sich die Erhärtungszeit und reduziert sich die Wasserempfindlichkeit [10, 204]. Die Flüssigkeit besteht aus destilliertem Wasser bzw. aus wässriger Weinsäure.

In der Abbindephase löst die Säure aus dem Polyglas Ionen heraus, die mit den Kationen eine instabile wasserempfindliche Kalziumpolycarboxylatgelphase bilden, welche durch Quervernetzung und Einlagerung von Aluminiumionen stabilisiert wird. Letztendlich werden die angelösten Glaskörper in dem sich verfestigenden Gel fixiert [230, 231]. Die Fluoridfreisetzung während der Tragedauer wird als Vorteil der Glasionomere angeführt [231]. Ein weiterer Vorteil wird in der Möglichkeit, über Ionenbindung an die Zahnhartsubstanz anzubinden, gesehen. Es findet aber ebenfalls kein chemischer Verbund zu Restaurationsmaterialien statt, sondern der Halt funktioniert auch hier über Friktion. Die Druckfestigkeit von Glasionomerzementen liegt bei 90- 230 MPa [230], der E- Modul ist deutlich geringer als der von Zinkoxidphosphatzementen [227].

Bei metallverstärkten Glasionomerzementen wird durch Sintern Metall in die Glaspartikel eingeschmolzen. Silber, das hauptsächlich dabei verwendete Metall, soll als Stressabsorber dienen und zu erhöhter Biege- und Abrasionsstabilität führen. Diese Erwartungen an die Materialgruppe wurden jedoch nicht erfüllt [10].

Hochvisköse Glasionomerzemente gelten als Weiterentwicklung der konventionellen GIZ. Das Indikationsspektrum reicht von der Versorgung von Milchzahndefekten, Zahnhals-

füllungen, provisorischen Füllungen von Klasse I und II Defekten nach Black, bis hin zur Füllungstherapie von Patienten mit Allergien gegen Bestandteile aus Kompositfüllungen.

Die Zielsetzung der kunststoffmodifizierten GIZ liegt darin, die erwünschten Eigenschaften der Kompositzemente wie hohe Druckfestigkeit, hoher E- Modul, geringe Löslichkeit und Bindungsmöglichkeit an Zahnhartsubstanz und Restaurationswerkstoff mit der einfachen klinischen Anwendung und der Fluoridfreisetzung konventioneller Glasionomerzemente zu kombinieren [12, 230, 232- 234]. Die Abbindereaktion bleibt dabei eine Säure- Base- Reaktion, statt der organischen Säuren wie Weinsäure oder Maleinsäure des konventionellen GIZ, sind Polymere mit Säureketten oder Säuren beigemischt, die Ketten bilden können. Weiterhin sind in der Flüssigkeit hydrophile Monomere (HEMA = Hydroxyethylmethacrylat), Bis- GMA und Photoakzeleratoren enthalten. Durch lichtgesteuerte Kopolymerisation des Methacrylats mit den angehängten Gruppen der Polyacrylsäure kommt es in einer Nebenreaktion zu kovalenten und ionischen Bindungen während der Aushärtung des Materials [204, 230, 235].

2.2.8.1 Harvardzement

Das Produkt Harvard Cement (Richter& Hoffmann HARVARD- Dental- GmbH, Berlin, D) gehört zu der Materialgruppe der Zinkoxidphosphatzemente, das aus einem Pulver und einer Flüssigkeit gemischt wird. 100g Pulver enthalten 86g Zinkoxid und 8g Magnesiumoxid. In geringen Mengen sind Silizium-, Kalzium-, und Bismutoxid enthalten. 100g Flüssigkeit enthalten 58g Phosphorsäure. Zur Pufferung sind ca. 7% Zink und 2,5% Aluminium zugesetzt. Der restliche Anteil besteht aus destilliertem Wasser.

2.2.9 Verbundmechanismen

2.2.9.1 Verbund Komposit- Schmelz- Dentin

Während bei der konventionellen Zementierung der Haftverbund zwischen Zahn und Restauration allein durch Friktion erreicht wird, wird dieser Effekt bei der adhäsiven Zementierung sowohl durch mikromechanische Haftung durch Vergrößerung der Oberfläche, als auch durch chemische Haftung durch Verminderung der Hydrolyse unterstützt.

Die adhäsive Zementierung mit Kompositen gilt mittlerweile als etabliert und es liegt ausreichend klinische Erfahrung vor [236- 238]. Die Säure- Ätz- Technik mit 35%iger Phosphorsäure wird bei schmelzbegrenzten Präparationsgrenzen als zuverlässig bewertet [239]. Bei der Schmelzätzung entsteht aus der glatten Oberfläche des Schmelzes ein mikroretentives Relief

durch unterschiedliche Auflösung der verschieden orientierten Kristallite, wodurch gleichzeitig die Oberflächenenergie erhöht wird.

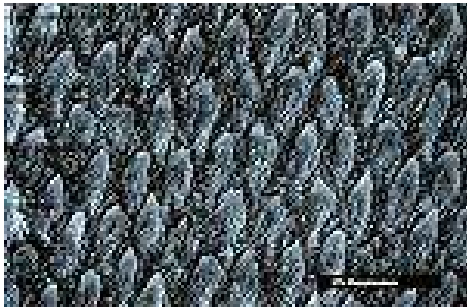


Abb. 10: Mikroretentives Relief nach Schmelzätzung mit 37 %iger Phosphorsäure für 30 Sekunden

Ein flüssiger darauf applizierter Kunststoff dringt unterstützt durch die Kapillarkräfte in die Oberfläche ein und bildet Zotten, die sich durch den Polymerisationsvorgang fest mit der Schmelzoberfläche verhaken [240]. Es werden Makro- und Mikrotags unterschieden:

Makrotags sind diejenigen Kunststoffzotten, die sich innerhalb der Schmelzprismen bilden. Dabei werden die Makrotags bildenden Ätzmuster in drei verschiedene Typen unterteilt (Typ I: Ätzung der Prismenkerne, Typ II: Ätzung der Prismenperipherie, Typ III: Mischtyp, der oft bei prismenlosem Schmelz auftritt).

Mikrotags bilden im Gegensatz dazu ein viel feineres, aus tausenden schmäleren Zotten bestehendes Netzwerk, das sich quer über das Ende jedes Schmelzprismas ausbreitet, indem es die während des Ätzevorgangs durch die Herauslösung einzelner Schmelzkristallite gebildeten Krypten ausfließt. Mikro- und Makrotags bilden die Grundlage für die Haftung des Kunststoffs am Schmelz, wobei den Mikrotags aufgrund ihrer höheren Zahl und größeren Kontaktfläche die wichtigere Bedeutung zukommt. Makrotags brechen in Bruchversuchen oft schon am Ansatz ab. Die Benetzungsfähigkeit des Bondings ist hierbei von entscheidender Bedeutung [241- 248].

Bei dentinbegrenztem Verlauf der Präparationsgrenze wird der Haftverbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit komplizierter. Die einfache mikromechanische Verankerung wie beim Schmelz wird einerseits durch Dentinliquor und andererseits durch das Vorhandensein von ca. 25% organischer Substanz erschwert [237]. Van Meerbeek empfiehlt die Einteilung von Dentinadhäsiven nach Art der Behandlung der Schmierschicht und nicht nach der unübersichtlichen Generationen- Einteilung. Die Schmierschicht entsteht generell bei Präparati-

on im Dentin mit rotierenden Instrumenten. Es können demnach vier verschiedene Typen von Dentinadhäsiven unterschieden werden

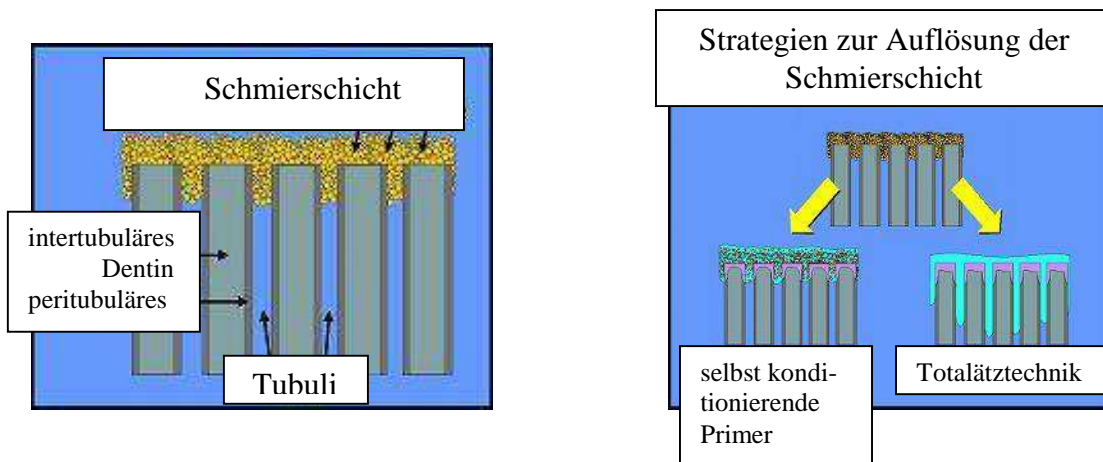


Abb. 11: a) Strukturmerkmale von präpariertem Dentin.
b) Strategien zur Auflösung der Schmierschicht.

1. Schmierschicht modifizierende Adhäsive

Schmierschicht modifizierende Adhäsive enthalten Monomere, welche die Schmierschicht durchdringen und bei deren Polymerisation eine mikromechanische Verankerung in der Schmierschicht entsteht. Die Dentinhaftung auf dieser Grundlage ist jedoch schwach, da Zelltrümmer die Dentinkanäle verschlossen halten. Der Einschluss von Mikroorganismen im Polymerisat kann Ursache für pulpitische Beschwerden sein, was die klinische Relevanz dieser Adhäsive ebenfalls reduziert [249].

2. Schmierschicht anlösende Adhäsive

Bei Schmierschicht anlösenden Adhäsivsystemen besteht eine Phase aus einem selbstätzenden Primer, der schwache Säuren, wie Zitronen- oder Maleinsäure enthält. Diese lösen die Schmierschicht und demineralisieren das Dentin teilweise, so dass die Monomere in das freigelegte kollagene Netzwerk eindringen und durch die Polymerisation einen mikromechanischen Verbund herstellen können. Es entsteht eine dem total-etch-Verfahren ähnliche Hybridschicht [250]. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt darin, dass Fehler der Über- bzw. Untertrocknung vermieden werden, da kein Abspülen der Säure erfolgt. Dies ist aber gleichzeitig der Nachteil, da die Neutralisation der Säure nicht gesichert ist und so z. B. die Initiatoren der Dunkelhärtung (basische Amine) funktionell beeinträchtigt werden können [235, 249].

3. Schmierschicht vollständig auflösende (total-etch) Adhäsive

Eine gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit 35%iger Phosphorsäure führt zur klinisch bewährten mikroretentiven Haftung im Schmelz und zur vollständigen Entfernung der Schmierschicht von der Dentinoberfläche. Es kommt zur Eröffnung der Dentinkanälchen und zur Freilegung des kollagenen Netzwerks durch die Demineralisation des Dentins. Nach dem Abspülen der Säure gilt es ein Übertrocknen des Dentins und damit ein Kollabieren des kollagenen Netzwerks zu vermeiden, um das Eindringen der hydrophilen Monomere in das Netzwerk und so die Bildung der Hybridschicht ermöglichen. Bei einer zu geringen Trocknung könnten die Monomere das Wasser nicht vollständig verdrängen und die Penetration würde ebenfalls unvollständig bleiben [251, 252]. Diese Methode hat sich trotz ihrer Techniksensibilität durch gute Erfolge klinisch bewährt und gilt derzeit als Maßstab. Den Dentinadhäsiven beigemengte anorganische Füllkörper dienen als Schockabsorber und führen zu erhöhter Festigkeit des Dentinverbundes [237].

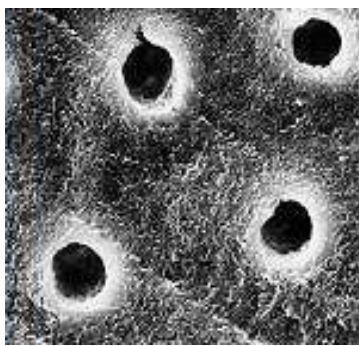


Abb. 12: Dentintubuli nach vollständiger Entfernung der Schmierschicht mit 37 %iger Phosphorsäure.

4. Adhäsive auf Glasionomerbasis.

Durch eine Konditionierung der Dentinoberfläche mit Polyalkensäure wird die Zahnschmelzsubstanz gereinigt, die Schmierschicht entfernt und die oberflächlichen Kollagenfasern ca. 0,5 µm freigelegt. Das Hydroxylapatit wird dabei nicht vollständig entfernt. Die Monomere penetrieren das Kollagen und etablieren ähnlich dem Hybridisierungsprinzip eine mikromechanische Retention. Durch Ioneninteraktion der Carboxylgruppen und der Polyalkensäure mit dem Calcium des Hydroxylapatits wird ein zusätzlicher chemischer Verbund erreicht. Schmelzbegrenzte Kavitäten bedürfen einer zusätzlichen Schmelzätzung mit Phosphorsäure [249].

2.2.9.1.1 Syntac- System

Zur adhäsiven Befestigung der Einzelzahnkronen wurde das „Variolink II“- System (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) verwendet. Die Schmelzkonditionierung wird mit dem 37% igen Phosphorsäuregel „Email Preperator GS“ (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) vorgenommen.

Die Dentinadhäsion erfolgt über das Dentinadhäsivsystem „Syntac Classic“ (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) mit den Komponenten „Syntac Primer“, als dentinkonditionierendem Primer, und „Syntac adhesive“, als Dentinadhäsiv.

Syntac Primer enthält 25% Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und 4% Maleinsäure in wässriger Lösung. Syntac adhesive besteht aus 35% Polyethylenglycoldimethacrylat (PEGDMA) und 10% Glutaraldehyd zur Stabilisierung des freigelegten Kollagennetzwerks.

Als Schmelzbonding dient „Heliobond“ (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) [224].

2.2.9.2 Verbund Komposit- Zirkoniumdioxid

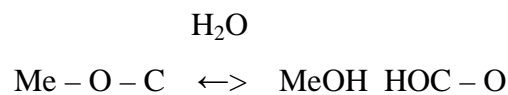
Um einen Verbund zwischen Keramik und Komposit zu gewährleisten, stehen die Möglichkeiten einer chemischen oder mechanischen Verbindung oder einer Kombination dieser Möglichkeiten zur Verfügung. Mittels Schaffung einer rauen Oberfläche durch Abstrahlen mit Edelmetall einer Korngröße von 50 µm, kann ein rein mechanischer Verbund zwischen beiden Werkstoffen erzielt werden [8, 253, 254].

Mit 5%-iger Flußsäure läßt sich eine chemische Konditionierung in Form einer Keramikätzung durchführen, indem die Säure selektiv die Glasmatrix auflöst, während die säure-resistenten Leuzitkristalle ein mikroretentives Ätzmuster bilden [255- 257]. Der chemische Verbund wird über eine Silanschicht, die durch Auftragen des bifunktionellen Moleküls, 3-Methacryl- oxypropyltrimethoxysilan, auf die Keramikoberfläche entsteht, ermöglicht. Durch die Bildung kovalenter Bindungen zwischen den SiO₂- Kristallen mit dem Silan einerseits und der organischen Matrix des Kunststoffs andererseits, trägt die chemische Bindung zu einem hydrolysestabilen Verbund der beiden Werkstoffe bei [8, 255, 257].

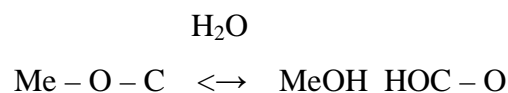
Bei der Verklebung von hochfesten Keramiken, wie Al₂O₃- oder ZrO₂- Keramik, ist jedoch der chemische Verbund von Kunststoff und Keramik nicht möglich, da die Silanschicht keine kovalente Bindung mit dem keramischen Material eingeht. Effekte zur Oberflächenvergrößerung lassen sich ausschließlich über das Sandstrahlen der zu verklebenden Fläche erzeugen, eine Konditionierung der Oberfläche durch Flußsäure ist wegen des geringen, bzw. nicht vorhandenen Glasanteils nicht möglich [19]. Neben der Oberflächenvergrößerung erzeugt der Sandstrahlvorgang eine Erhöhung der Oberflächenenergie, was ein besseres Anfließen des Kompositzements, und damit eine weitere gute Voraussetzung des Klebeverbundes ermöglicht [19].

2.2.9.3 Verbund Komposit- Metall

Der Verbund Komposit- Metall stellte sich in klinischen Studien zur Überlebenswahrscheinlichkeit von adhäsiv befestigten Marylandbrücken als Schwachstelle heraus [258, 259]. Die Analyse der Ursache ergab einen anfänglich stabilen Verbund zwischen Metall und Kompositzement, der im Laufe der Tragedauer im Milieu der Mundhöhle hydrolytisch geschädigt wurde [260]. Wassermoleküle diffundieren in den Kompositzement und wirken als Weichmacher, während sich weitere Wassermoleküle immer mehr zwischen Metall und Kunststoff schieben und so zur Schwächung der Verbundes beitragen. Das Gleichgewicht der Gleichung verschiebt sich unter Wassereinwirkung auf die rechte Seite.



Zur Verbesserung des Metall- Kunststoff- Verbundes tragen verschiedene Mechanismen bei. Einerseits ist eine retentive Präparationsform von Bedeutung; auch lässt sich andererseits über die Schaffung von mikroretentiven Oberflächen durch Anätzen der Metalloberflächen eine Verbesserung erzielen [261]. Durch die Einführung einer chemischen Verbindung zwischen Metall und Kompositkleber ist es möglich das Gleichgewicht der Reaktionsgleichung auf die linke Seite zu verschieben.



Die chemische Verbindung zwischen Komposit und Metall kommt durch ein Silikatisierungsverfahren zustande, das auch unter den feuchten Bedingungen der Mundhöhle einen hydrolysestabilen Verbund ermöglicht [262]. Außer dem flammenpyrolytischen Silicoter- Verfahren [260] hat sich eine andere Silikatisierungsmethode, das Rocatec- System etabliert. Es handelt sich hierbei um ein tribochemisches Verfahren, bei dem die Silikatschicht nicht mit Hilfe einer Flamme eingebrannt wird, sondern es wird die kinetische Energie eines Korundstrahls ausgenutzt um die Silikatschicht zu erzeugen [263] (siehe 2.2.10.3.1). Andere Methoden zur Verbesserung des Haftverbundes zwischen Kompositzement und Metall verwenden Phosphatsäureester der Methacrylsäure, um einen Verbund herzustellen [264]. Es hat sich gezeigt, dass die Stabilität des Verbundes stark davon abhängt, in welchem Maße auf der

Legierungsoberfläche Oxid bildende Nichtedelmetallanteile existieren, die zur Ausbildung hydrolysestabiler Metallphosphate beitragen.

2.2.9.3.1 Rocatec- System

Zur Haftung von Komposit auf Metalloberflächen kann bei der Anwendung des Rocatec- Systems auf eine mechanische Retention verzichtet werden [265]. Durch das Aufbringen einer silikatischen Zwischenschicht mit Hilfe eines tribochemischen Effekts, wird ein hydrolysebeständiger Verbund zwischen Kompositzement und Metalloberfläche erzeugt [263, 266, 267]. Das Rocatec- Verfahren läuft nach folgenden Arbeitsschritten ab:

1. Sandstrahlen der Verbundfläche mit „Rocatec Pre“ (Al_2O_3 , 110 μm) bei 2,5 bar (= Reinigung).
2. Sandstrahlen der vorgestrahlten Flächen mit „Rocatec Plus“, einem mit Silizium- (Glas-) Verbindung oberflächlich beschichteten Korund (Al_2O_3)- Strahlsand (110 μm , 2,5 bar) in zeitgesteuertem Verfahren. Die hohen Temperaturen am Auftreffort, die durch die kinetische Energie der Strahlkörner erzeugt wird, führen dazu, dass die Strahlkornbeschichtung dort abschmilzt und auf dem Metall eine keramische Schicht bildet, die sich durch die dunkle Färbung visuell kontrollieren lässt.
3. Als letzter Schritt vor dem Zementieren oder dem Verblenden mit Komposit erfolgt das Auftragen des Haftsilans „Rocatec- Sil“ (3- Methacryloxypropyl- Trimethoxysilan).

Das Silan reagiert mit den an der Oberfläche befindlichen Silanolgruppen unter Ausbildung kovalenter $-\text{O}-\text{Si}-\text{R}-$ Bindungen. Über die anpolymerisierbare Restgruppe, einer Methacrylat- Gruppe, erfolgt der hydrolysefeste chemische Verbund zur Kunststoffschicht [268].

3 Material und Methode

3.1 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Studie war, die Bruchfestigkeit und das Randschlussverhalten von verschiedenen CAD- CAM- Keramikronensystemen in Abhängigkeit von der Befestigungsart (adhäsiv oder konventionell) mit herkömmlich gefertigten Verblendkeramikronen zu vergleichen. Dabei kamen neben Verblendkeramikronen mit gegossenen Käppchen, Verblendkeramikronen mit lasergesinterten Käppchen der Firma Bego Medifactoring, Vollkeramikronen auf Zirkonoxidbasis der CAD- CAM- Systeme Cercon/ DeguDent, Digizon/ Digident und Lava/ 3M Espe zum Einsatz. Um orale Einflüsse zu berücksichtigen, wurden die Proben einer Kausimulation unterzogen.

3.2 Einteilung der Prüfungsgruppen

Die Kronen für diese Studie wurden auf 80 extrahierten, weitgehend kariesfreien, humanen Molaren hergestellt. Die Zähne wurden nach der Extraktion in 0,5% iger Chloraminlösung gelagert. Während der weiteren Herstellung der Probekörper erfolgte die Aufbewahrung in Wasser. 77 Zähne waren weitgehend kariesfrei. Je acht Zähne wurden einer Prüfungsgruppe (A- J) zugeteilt.

Einteilung der Prüfungsgruppen		
Prüfungsgruppe Zahn 1- 8	Restaurationsart	Befestigungsmaterial
A	VMK	Harvard
B	VMK	Variolink II
C	Lasergesintert/ Bego	Harvard
D	Lasergesintert/ Bego	Variolink II
E	Digizon/ Digident	Harvard
F	Digizon/ Digident	Variolink II
G	Cercon/ DeguDent	Harvard
H	Cercon/ DeguDent	Variolink II
I	Lava/ 3M Espe	Harvard
J	Lava/ 3M Espe	Variolink II

Tab. 7: Einteilung der Prüfungsgruppen

3.3 Präparation und Herstellung der Modelle und Kronenrestaurationen

3.3.1 Sockelung der Zähne und Herstellung des künstlichen Parodonts

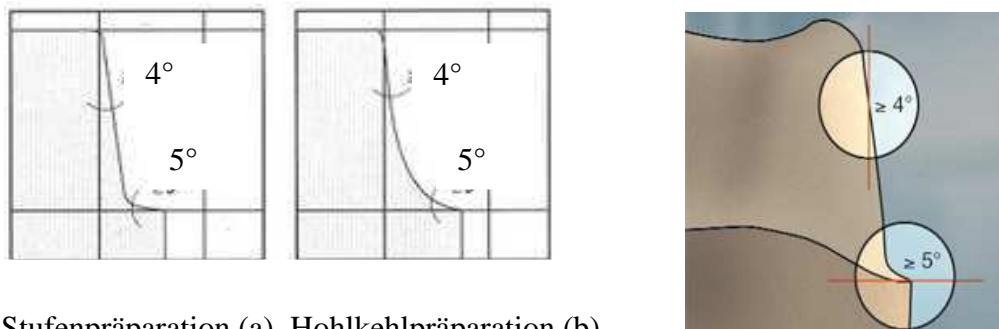
Um die Eigenbeweglichkeit der Zähne zu simulieren, wurde das von Scharnagl 1998 etablierte Verfahren zur Herstellung eines künstlichen Parodonts angewendet [269]. Die Proben sollen über einen mit Impregum (3M Espe, Seefeld, D) ausgefüllten künstlichen Parodontalspalt elastisch im Kunststoffsockel befestigt sein. Vor der Sockelung der Zähne wurden die an der Wurzeloberfläche anhaftenden Parodontalfasern im Sandstrahlgerät (Harnisch & Rieth, Winterbach, D) mit Edeldorund der Größe 125 µm mit einem Druck von 2 bar abgestrahlt. Zur Erzielung einer gleichmäßigen Schichtstärke wurde im Tauchwachsverfahren mit Hilfe des Tauchgeräts „Mikro Dura Dip“ (Fa. Girrbaach, Pforzheim, D) die Wurzeloberfläche mit einer Wachsschicht aus „Tauchwachs gelb“ (Fa. Bredent, Senden, D) versehen. Nach zwei Tauchgängen (schnelles Eintauchen in ca.1 sec., und langsames Herausziehen in 2-3 sec.) in das auf 82° C erhitze Wachs konnte eine Schichtstärke von 0,75 mm erreicht werden. Die so vorbereiteten Proben wurden bis ca. 1mm unter der Schmelz- Zementgrenze in zylinderförmige Probenhalter für den Kausimulator mit Palapress Vario (Haereus- Kulzer, Wehrheim, D) ein-

gegossen. Nach Erhärten des Kunststoffs im Drucktopf bei 45°C und 2 bar, wurden die Zahnkronen fassende Gipskonter aus Moldano blau (Fa. Haereus- Kulzer, Wehrheim, D) hergestellt. Um diese nach dem Entfernen des Wachses wieder eindeutig zuordnen zu können wurden an den Kunststoffsockeln Retentionsrillen angebracht. Die Wachsschicht sollte nun durch Impregum (3M Espe, Seefeld, D) ersetzt werden. Dazu wurden die Kunststoffsockel mit den Gipskontern im Wasserbad erwärmt, Gipskonter und Kunststoffsockel getrennt, das Wachs sorgfältig entfernt und noch anhaftende Reste an den Zahnwurzeln und an der Kunststoffalveole mit Edeldorund (125 µm/ 2 bar) abgestrahlt. Sowohl die Zahnwurzeln als auch die künstliche Alveole wurden mit Polyether Adhesive (3M Espe, Seefeld, D) vorbereitet. Die Kunststoffalveolen wurden mit maschinell angemischtem Impregum (3M Espe, Seefeld, D) mit einer Elastomerspritze befüllt und die Zähne mit Hilfe der Gipsschlüssel passgenau reponiert. Nach dem Abbinden des Impregums (3M Espe, Seefeld, D) konnte der Gipsschlüssel mit einer Gipszange abgesichert und die Zahnkronen versäubert werden.

3.3.2 Präparation der Zähne

Die Präparation der Zähne erfolgte entsprechend den Erfordernissen der späteren Versorgung und nach Herstellerempfehlung. Für die konventionell gefertigten und die lasergesinterten Verblendkeramikronen erfolgte ein okklusal anatoformer Abtrag der Höcker von ca. 1,5 mm mit Diamantschleifkörpern. Zirkulär wurde etwa 1 mm oberhalb der Schmelz- Zementgrenze eine ausgeprägte Hohlkehlpriparation angelegt. Der Konuswinkel der korrespondierenden axialen Flächen beträgt 2 x 3°, es wurde darauf geachtet, dass die Mindeststumpfhöhe von 3 mm nicht unterschritten wurde. Die Feinpräparation, das Finieren und das Brechen scharfer Kanten erfolgten mit Feinkorndiamantschleifkörpern der Körnung 30 µm. Die Präparation der Zähne für die Vollkeramikronen auf Zirkoniumdioxidbasis orientierte sich an den bekannten Empfehlungen für Vollkeramiksysteme. Es erfolgte ein okklusaler Höckerabtrag von 1,5 mm. Ein Öffnungswinkel der okklusalen Flächen von 120- 140° wurde nicht unterschritten und ein vereinfachtes okklusales Relief gestaltet. Den Angaben der jeweiligen Hersteller folgend, wurde eine zirkuläre Hohlkehle mit einer zervikalen Schnitttiefe von 0,8 mm (Digizon/ Fa. Girrbach) bis 1,0 mm (Cercon/ DeguDent) angelegt. Der Konuswinkel der korrespondierenden axialen Flächen betrug ebenfalls 2 x 3° (Cercon/ DeguDent und Digizon/ Girrbach), bzw. 2 x 4° (Lava/ 3M Espe), auch für Vollkeramiksysteme wurde die Mindeststumpfhöhe von 3 mm eingehalten. Besondere Beachtung fand im Rahmen der Feinpräparation und des Finierens mit Feinkorndiamanten der Körnung 30 µm das Abrunden aller Übergänge am präparier-

ten Stumpf, um die exakte Reproduktion der Gerüstinnenfläche durch die Fräseinheit bei der Kappchenherstellung zu gewährleisten.



Stufenpräparation (a), Hohlkehlpräparation (b)

Abb. 13: Präparationsanleitung für CAD- CAM- Kronen; Lava/ 3M Espe

3.3.3 Abformung und Modellherstellung

Die präparierten Stümpfe wurden einzzeitig zweiphasig in Doppelmischtechnik abgeformt. Zunächst erfolgte die Vorbereitung der Abdruckformen mit Polyether Adhesive (3M Espe, Seefeld, D). Als Abformmaterial diente das höher visköse Permadyne Penta H (3M Espe, Seefeld, D) zur Beschickung der Abdruckformen - blasenfrei angemischt im Anmischgerät ESPE- Pentamix (3M Espe, Seefeld, D) - und das niedrig visköse Permadyne Garant 2: 1 (3M Espe, Seefeld, D), womit die Zahnstümpfe umspritzt wurden. Die homogene und blasenfreie Anmischung der Abformmasse wurde durch ein Kartuschensystem mit dazu passender Mischpistole gewährleistet. Nach der Abbindezeit von 7 Minuten konnten die Abdruckformen von den Stümpfen genommen werden. Die Rückstellzeit beträgt nach Herstellerangaben mindestens 1 Stunde. Die Abdrücke wurden mit Wasser ausgespült und getrocknet. Anschließend wurden die Negative mit Superhartgips der Klasse IV Primus plus apricot (Kramer & Pfundtner, Augsburg, D) zur Vermeidung von Blasen auf dem Rüttler ausgegossen. Das Anmischverhältnis war 100g Gips zu 22 ml Wasser; der Anmischvorgang erfolgte für 60 sek. unter Vakuum. Die Meistermodelle konnten nach frühestens 30 Minuten entnommen und auf ihre Qualität überprüft werden.

3.3.4 Herstellung der konventionellen Verblendkeramikronen

Die Präparationsgrenzen wurden sorgfältig freigelegt und mit einem feinen Holzfarbstift markiert. Die Meistermodelle wurden mit einer Schicht Gipshärter Die Hardener (Kerr Lab, Orange, USA) vorbereitet und entsprechend Herstellerangaben 15 min getrocknet. Des weiteren

wurde auf die Modellstümpfe zur Schaffung einer geeigneten Zementschichtstärke eine Schicht Distanzlack Die Spacer 30 µm (Kerr Lab, Orange USA) aufgetragen und 2 min getrocknet, welche zur Vermeidung von Passungenauigkeiten der Kronenränder einen Millimeter oberhalb der Präparationsgrenze endete. Anschließend wurden die Modelle mit einer dünn aufgetragenen Schicht des Gips- gegen Wachs- Isoliermittels Yeti Lube (Yeti, Eugen, D) isoliert und einmal bis etwa 1mm oberhalb der Präparationsgrenze für 3 Sekunden in das Tauchwachsgerät Micro Dura Dip (Girrbach, Pforzheim, D), das mit dem Tauchwachs Bellwax (Belle, St. Claire, USA) bei einer Temperatur von 82°C beschickt war, getaucht. Auf diese Weise lässt sich eine 0,4 mm starke Wachsschicht erreichen, die als geeignet für die Wandstärke von Edelmetallkäppchen gilt. Mit dem rückstandslos verbrennendem Zervikalwachs S-U-Ästhetikwachs O braun (Schuler- Dental, Ulm, D) wurden die Kronenränder angewachst. Auf der bukkalen Seite des Käppchens war der Rand entsprechend der Hohlkehlpräparation fein auslaufend, während lingual bzw. palatinal eine Metallschulter zur Abstützung der Keramikverblendung angelegt wurde, die in den approximalen Bereichen auslief. Mit dem grauen Modellierwachs Okklusalwachs, Bego, Bremen, D, wurden die Käppchen überall so dimensioniert, dass die fertige Restauration überall etwa eine gleich starke Keramikverblendschicht erhalten konnte. Nach gründlicher Randkontrolle erfolgte die Anstiftung der Wachskäppchen mit ca. 20 mm langen Gusskanälen aus 3,5 mm starkem Wachsdraht im Winkel von etwa 45° im Bereich der abgeschrägten tragenden Höcker. Die Wachsmodellationen wurden mit einem Abstand von mindestens 3-5 mm vom Muffelrand und außerhalb des Hitzezentrums auf dem Gusskegel platziert und die mit einer dünnen Schicht Vaseline und der Muffeleinlage (Bego, Bremen, D) ausgekleidete Muffel auf den Aufsatz gesteckt und festgewachst, um ein Auslaufen der Einbettmasse zu vermeiden. Als Einbettmasse kam die Fujivest (GC, Leuven, B) zum Einsatz. Diese wurde nach Herstellerangaben verarbeitet. Nach der Aushärtephase wurde die Gussmuffel zum Ausbrennen der Wachsmodellationen im Vorwärmofen platziert und aufgeheizt. Die hochgoldhaltige Legierung Bio Pontostar, Bego, Bremen D) wurde im Keramikschnitziegel (Bego, Bremen, D) geschmolzen. Anschließend wurde die Gussmuffel aus dem Vorwärmofen entnommen, in der Gusschleuder platziert und der Gussvorgang durch Schließen der Schleuder ausgelöst. Nach dem Auskühlen der Gussmuffel wurde die Einbettmasse sorgfältig vom Gussobjekt entfernt und mit Edelkorund (120 µm/ 2 bar) abgestrahlt. Vor der weiteren Verarbeitung folgte eine Lagerung des Gussobjekts im Säurebad für 10 min. Nach dem Abspülen der Säure wurden die gegossenen Käppchen von den Gusskanälen abgetrennt und Kanalansätze geglättet. Die gegossenen Käppchen mussten nun mittels Okkluspray grün (Demedis, Langen, D) auf die Meistermodellstümpfe

aufgepasst werden. Dabei galt ein besonderes Augenmerk der exakten Ausarbeitung des Kronenrandes, da kleine Gussperlen für eine genaue Passung entfernt werden mussten. Vor der keramischen Verblendung wurde die Oberfläche mit einer kreuzverzahnten Fräse einheitlich aufgeraut, um eine mikromechanische Haftung der Keramik zu gewährleisten. Die Verblendung der Kronen erfolgte nach dem unten aufgeführten Brennschema mit der Verblendkeramik Vita Ω 900 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D), wobei die einzelnen Schichten sorgfältig kondensiert wurden, um Porositäten zu vermeiden. Die Reihenfolge der Keramikbrände war: Oxidbrand, Waschbrand, erster und zweiter Dentinbrand und, wenn nötig, Korrekturbrand.

Brenntabelle für die Verblendkeramik Vita Ω 900							
empfohlene Brandführung	Start-Temp. °C	→ min	↑ min	↑ °C/min	Temp. ca. °C	→ min	VAC min
Oxidbrand					900	10.00	
Waschbrand	600	2.00	4.00	75	900	2.00	4.00
1.Dentinbrand	600	6.00	6.00	50	900	1.00	6.00
2.Dentinbrand	600	6.00	6.00	48	890	1.00	6.00
Korrekturbrand	600	4.00	6.00	33	800	1.00	6.00
Glanzbrand	600	4.00	4.00	75	900	1.00	-

Tab. 8: Brenntabelle für die Verblendkeramik Vita Ω 900 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D).

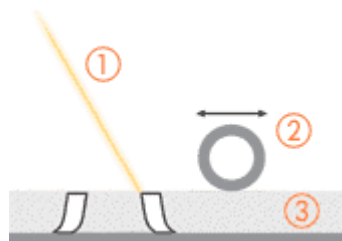
3.3.5 Herstellung der lasergesinterten Verblendkeramikronen (Fa. Bego medifactoring)

Die Meistermodellstümpfe mussten zur Reduktion der Datenmenge etwa auf die Größe von Sägemodellstümpfen getrimmt werden. Nach der Freilegung der Präparationsgrenzen wurden die unter sich gehenden Bereiche unterhalb der Präparationsgrenze mit grauem Modellierwachs ausgeblockt, da diese Bereiche vom Streifenlicht nicht erfasst worden und so Datenlücken entstanden wären.



Abb. 14: Lichtoptisches Abtastgerät der Fa. Bego, Stereoscan®. Bego Medifactoring GmbH.

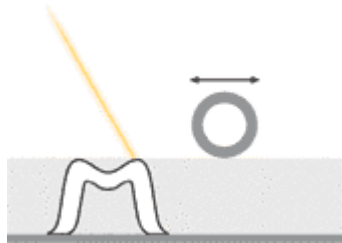
Die vorbereiteten Stümpfe wurden in der Haltevorrichtung im lichtoptischen Abtastgerät, Stereoscan®, so ausgerichtet, dass der Präparationsrand zirkulär von okklusal zu sehen war und das Modell etwa mittig im Fenster am Bildschirm erschien. Im Anschluss erfolgte der Scanvorgang mittels Weißlicht- Streifen- Projektion und die Digitalisierung der so gewonnenen Daten der Stumpfoberflächen. Die Präparationsgrenzen wurden anhand unterschiedlicher Graustufen vom Computer ermittelt, eventuell nicht eindeutig berechnete Bereiche wurden nachträglich markiert und festgelegt. Vor der Berechnung der Restauration wurden die Konstruktionsparameter wie Stärke der Zementfuge (30 μm) und Stärke der Käppchenwände (minimal 0,4 mm) festgelegt. Die berechnete Konstruktion wurde auf die virtuelle Randqualität überprüft und anschließend zur Fertigung der lasergesinterten Käppchen auf elektronischem Weg zur Firma Bego, Bremen, D verschickt. Die Lieferzeit der Käppchen betrug ca. zwei Tage.



(1) Laser

(2) Rolle zur Verteilung des Gerüstmaterials

(3) Gerüstmaterial



Während der Laser das Material bearbeitet und verdichtet, wird weiteres Gerüstmaterial aufgetragen.

Abb. 15: Das Bego- Herstellungsverfahren im Überblick. BEGO MEDIFACTURING® baut die Gerüste im Laser-Melting-Verfahren Schicht für Schicht auf: Das Metall wird in dünnen Schichten aufgetragen, und der Laser sintert das Metallpulver lokal und baut somit das Gerüst auf.

Die lasergesinterten Käppchen mussten nun mittels Okkluspray (Demedis, Langen, D) auf die Meistermodellstümpfe aufgepasst werden. Dabei galt ein besonderes Augenmerk der exakten Ausarbeitung des Kronenrandes, da kleine Sinterperlen für eine genaue Passung entfernt werden mussten. Vor der keramischen Verblendung wurden die Außenflächen der Käppchen mit einer kreuzverzahnten Fräse einheitlich aufgeraut. Die Verblendung erfolgte mit der Verblendmasse Vita Ω 900 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) entsprechend dem Vorgehen der konventionell hergestellten Metallkeramikronen.

3.3.6 Herstellung der Cercon- Vollkeramikronen

Die Herstellung der Cercon- Käppchen erfolgte zunächst ähnlich dem Vorgehen bei konventionell gegossenen Goldkäppchen. Die Präparationsgrenzen wurden freigelegt und mit einem feinen Holzfarbstift markiert. Die Meistermodelle wurden ebenfalls mit einer Schicht Gips Härter Die Hardener (Kerr Lab, Orange, USA) vorbereitet und entsprechend Herstellerangaben 15 min getrocknet. Des Weiteren wurde auf die Modellstümpfe zur Schaffung einer geeigneten Zementschichtstärke eine Schicht eines gummiartigen Distanzlacks aufgetragen, welche zur Vermeidung von Passungenauigkeiten der Kronenränder einen Millimeter oberhalb der Präparationsgrenze endete. Vorteil dieses Distanzlacks ist, dass er sich nach der Fer-

tigstellung der Wachsmodellation leicht vom Meistermodellstumpf entfernen lässt. Anschließend wurden die Modelle mit einer dünn aufgetragenen Schicht des Gips- gegen Wachs- Isoliermittels Yeti Lube (Yeti, Eugen, D) isoliert und einmal bis etwa 1mm oberhalb der Präparationsgrenze für 3 Sekunden in das Tauchwachsgerät Micro Dura Dip (Girrbach, Pforzheim, D), das mit dem Tauchwachs Bellwax (Belle, St. Claire, USA) bei einer Temperatur von 82°C beschickt war, getaucht. Auf diese Weise lässt sich eine 0,5 mm starke Wachsschicht erreichen, die als geeignet für die Wandstärke von Zirkoniumdioxidkappchen gilt. Mit dem Zervikalwachs S-U-Ästhetikwachs O braun (Schuler- Dental, Ulm, D) wurden die Kronenränder so angewachst, dass sie exakt an der Präparationsgrenze endeten. Im Gegensatz zu den gegossenen Kappchen wurde der Kronenrand etwas überdimensioniert, um etwaige Defekte durch die Cercon- Schleifeinheit zu vermeiden. Mit dem grauen Modellierwachs, Okklusallwachs, Bego, Bremen, D, wurden die Kappchen überall so dimensioniert, dass die fertige Restauration überall etwa eine gleich starke Keramikverblendschicht erhalten konnte. Nach gründlicher Randkontrolle erfolgte die Fixierung der Wachsmodellation mittels drei 3 mm starken Wachsdrahtstiften im Übertragungsrahmen, der so im Parallelometer ausgerichtet war, dass ein Abnehmen der Modellation vom Stumpf entlang der Einschubrichtung möglich war. Auf diese Weise wurde gewährleistet, dass die CAM- Einheit Cercon brain, DeguDent, Hanau, D, die Restauration ohne unter sich gehende Bereiche mit Laserstrahlen digitalisieren und fräsen konnte. Vor der Befestigung des Übertragungsrahmens und des Rohlings Cercon base (DeguDent, Hanau, D) in der Schleifeinheit, wurde die Wachsmodellation zur besseren optischen Abtastung mit Silberpulver bestäubt und der Barcode des Rohlings eingelesen, um den für die Charge typischen Vergrößerungsfaktor zu berechnen.



Abb. 16: Zirkoniumdioxidrohlinge # 12 des Cercon- Systems, Cercon base; Strichcode zur Erkennung des chagentypischen Vergrößerungsfaktors.

Scan- und Fräsvorgang erfolgten in der Geräteeinheit Cercon brain (DeguDent, Hanau, D). Der Fräsvorgang erfolgte in zwei Stufen, wobei in einem ersten Schrubbprozess die Grobform herausgearbeitet wurde, und in einem zweiten die Feinausarbeitung des um ca. 30% vergrößerten Gerüsts aus einem vorgesinterten Y-TZP- Grünling erfolgte.



Abb. 17: Laserabtast- und Schleif-
einheit des Cercon- Systems,
Cercon brain

Mit Edelmetall (125 μm / 2 bar) wurden die Anstiftverbinder von den gefrästen Zirkoniumdioxidgrünlingen abgetrennt und mit einer kreuzverzahnten Rotringfräse beigeschliffen. Die überdimensionierten Kronenränder wurden ebenfalls vorsichtig reduziert, sodass ein fein auslaufender Kronenrand resultierte. Die so vorbereiteten Werkstücke wurden nun in einem thermischen Prozess in der Gerätekomponente Cercon heat (DeguDent, Hanau, D) bei einer Endtemperatur von 1350 °C gesintert. Der gesamte Sinterprozess dauerte etwa 6 Stunden, wobei das Gerüst eine Volumenschrumpfung von ca. 30 % erfuhr.

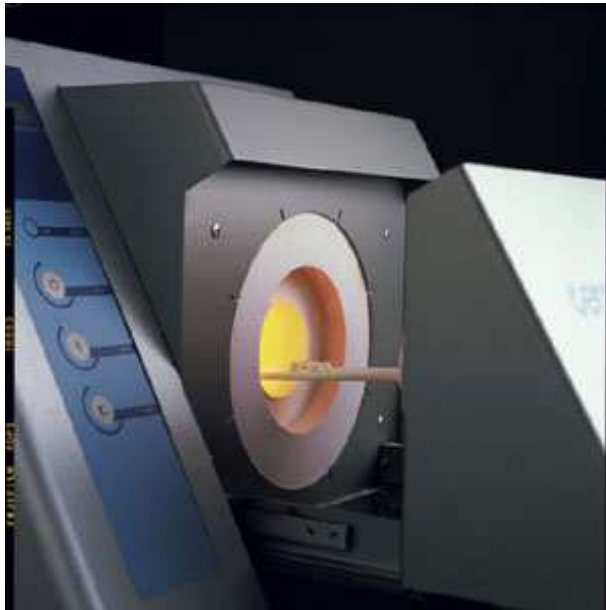


Abb. 18: Sinterofen des Cerconsystems, Cercon heat.

Die Vergrößerung der Dimension wurde nach dem Scanvorgang computergestützt von der Einheit Cercon brain (DeguDent, Hanau, D) berechnet. Die abgekühlten Zirkoniumdioxid-käppchen wurden sorgfältig auf die Meistermodellstümpfe aufgepasst und auf Randqualität geprüft, wobei nur mit turbinenbetriebenen Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung gearbeitet wurde, um Gefügeschäden zu vermeiden. Die Keramikverblendung wurde entsprechend Herstellerangaben mit der Verblendkeramik Cercon Ceram S (DeguDent, Hanau, D) aufgebrannt. Nach folgendem Brennschema wurden Liner-, Dentin-, und Schmelzmasse geschichtet.

Brenntabelle für die Verblendkeramik Cercon Ceram S							
empfohlene Brandführung	Start Temp. °C	→ min	↑ min	↑ °C/min	Temp. ca. °C	→ min	VAC min
Liner- Brand 1+2	450	3.00	3.00	60	850	1.00	
1.Dentinbrand	450	3.00	2.00	60	840	1.00	
2.Dentinbrand	450	3.00	2.00	60	835	1.00	
Glanzbrand	450	-	2.00	60	810	1.00-2.00	
Korrekturbrand	450	3.00	2.00	60	680	1.00	

Tab. 9: Brenntabelle für die Verblendkeramik Cercon ceram S (DeguDent, Hanau, D).

3.3.7 Herstellung der Lava- Vollkeramik kronen

Nach der Freilegung der Präparationsgrenzen erfolgte die Herstellung der Zirkoniumdioxid-käppchen durch die Firma 3M Espe, Seefeld, D. Die Stümpfe wurden mit Hilfe der CAD-Einheit Lava Scan gescannt, digitalisiert und standen virtuell auf dem Monitor zur Verfügung.



Abb. 19: Lichtoptisches Abtastgerät der Fa. 3M Espe, für das Lava- System.

Hier wurden die Präparationsgrenzen erkannt und automatisch dargestellt, während Wandstärke, Zementspalt und Kronenrand der Käppchen entsprechend der vom Hersteller empfohlenen Dimensionen gestaltet wurden.

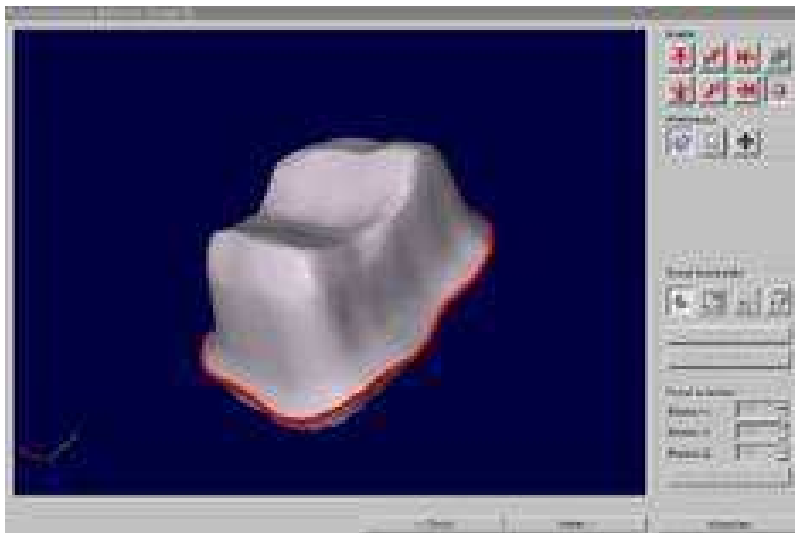


Abb. 20: Darstellung der digitalen Festlegung der Präparationsgrenze bei der virtuellen Konstruktion des Gerüstkäppchens.

Unter Berücksichtigung der zu erwartenden Schrumpfung während der abschließenden Sinterung berechnete die Software die Dimension der Restauration. So konnten um den entsprechenden Faktor vergrößerte Käppchen entworfen werden, die dann aus teilgesinterten Y-TZP Rohlingen Lava Frame gefräst werden.



Abb. 21: Zirkoniumdioxidrohling
Lava- Frame und gefrästes Gerüst

Nach dem Sintervorgang und der Abkühlung wurden die Käppchen auf die Meistermodelle aufgepasst und die Randqualität überprüft. Die Keramikverblendung wurde entsprechend Herstellerangaben mit der Verblendkeramik Lava Ceram aufgebrannt. Nach folgendem Brennschema wurden Liner-, Dentin-, und Schmelzmasse geschichtet.

Brenntabelle für die Verblendkeramik Lava Ceram							
empfohlene Brandführung	Start Temp. °C	Trockenzeit	T mit Vakuum	T ohne Vakuum	Endtemperatur	Haltezeit mit Vakuum	Haltezeit ohne Vakuum
Modifier Brand, 1. Dentin- und Schneidebrand	450	6.00 min	45°C/min	./.	810	1.00 min	./.
2. Dentin- und Schneidebrand	450	6.00 min	45°C/min	./.	800	1.00 min	./.
Glanzbrand mit Glasurmasse	480	2.00 min	./.	45°C/min	790	./.	1.00 min
Glanzbrand ohne Glasurmasse	480	2.00 min	./.	45°C/min	820	./.	./.
Korrekturbrand	450	2.00 min	45°C/min	./.	700	1.00 min	./.

Tab. 10: Brenntabelle für die Verblendkeramik Lava Ceram (3M Espe, Seefeld, D).

3.3.8 Herstellung der Digizon Vollkeramikronen

Nach der Freilegung der Präparationsgrenzen erfolgte die Herstellung der Zirkoniumdioxidkappchen durch die Firma Digident, Pforzheim, D. Die Modelle wurden mit weißem Streifenlicht im 3D- Scanner DigiScan, Digident, Pforzheim, D gescannt, digitalisiert und standen als virtuelles Modell zur Verfügung.

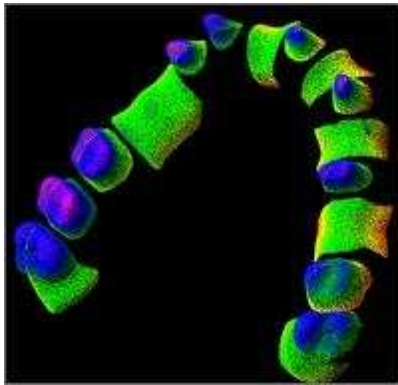


Abb. 22: Darstellung eines mit Hilfe des 3D- Scanners, DigiScan, digitalisierten Meistermodells

Bei der digitalen Konstruktion der Gerüstkappchen mit der Digident- Basis- Software wurden Wandstärke, Zementspalt, Zementspaltlevel, sowie der Verlauf des Kronenrandes festgelegt. In einer Datenbank stehen zu jedem Zahn Kronenformen zur Verfügung, die nun nach o. g. Parametern für die jeweiligen Stümpfe berechnet wurden. Im Anschluss erfolgte die anatoforme Reduktion der Kronen, sodass bei der keramischen Verblendung überall eine gleichmäßige Schichtstärke erreicht werden kann.

Aus den Konstruktionsdaten (CAD) wurde für die Fräsmaschine DigiCut, Digident, Pforzheim, D, ein Fräsprogramm generiert, die aus den mit Chargennummern versehenen Rohlingen aus vorgesintertem Y-TZP die Werkstücke fräste.



Abb. 23: Beispiel von im DigiCut- Verfahren fertig gefräste Zirkoniumdioxidgerüsten.

Diese wurden auf die Meistermodelle aufgepasst und auf Randspaltqualität überprüft. Die Keramikverblendung wurde entsprechend Herstellerangaben mit dem Verblendmaterial GC Initial Zr, Girsbach, Pforzheim, D, aufgebrannt. Nach folgendem Brennschema wurden Gerüstmodifizier, Dentin-, Schmelzmasse geschichtet und aufgebrannt.

Brenntabelle für die Verblendkeramik GC Initial Zr							
empfohlene Brandführung	Start Temp. °C	→ min	↑ min	→ min	↑ °C/min	Temp. ca. °C	→ min
Gerüstmodifizier	450	2.00	2.00	1.00	55	800	1.00
1.Dentinbrand	450	3.00	3.00	1.00	45	810	1.00
2.Dentinbrand	450	3.00	3.00	1.00	45	800	1.00
Glanzbrand	480	0	2.00	1.00	45	820	0
Korrekturbrand	450	2.00	2.00	1.00	45	690	1.00

Tab. 11: Brenntabelle für die Verblendkeramik GC Initial Zr (Girsbach, Pforzheim, D).

3.3.9 Abschließender Glanzbrand

Vor dem abschließenden Glanzbrand erfolgte die Überprüfung der Okklusion mit dem jeweiligen Antagonisten im Artikulator, um eine gleichmäßige, zentrale Dreipunktbelastung der Restaurationen zu gewährleisten. Um im Kausimulator die exakte Zuordnung der Antagonisten reproduzieren zu können, erfolgte nach dem Glanzbrand die Verschlüsselung der Probestkörper mittels eines Silikonbissregistrats. Der Glanzbrand wurde entsprechend der Herstellerangaben mit den Brenntemperaturen in den o. g. Tabellen nach aufbringen der Glasurmasse durchgeführt.

3.4 Befestigung der Kronen

3.4.1 konventionelle Zementierung mit Harvard Cement

Die Restaurationen der Prüfungsgruppen A, C, E, G und I wurden mit normalhärtendem Harvard Cement (Richter & Hofmann Berlin, D) befestigt. Die Kroneninnenflächen wurden dazu mit Edelkorund (125 µm/ 2 bar) ausgestrahlt, evtl. anhaftende Fettspuren mit 70% igem Alkohol entfernt und anschließend getrocknet. Die präparierten Stümpfe wurden mit Wasser

gereinigt und ebenfalls getrocknet. Entsprechend den Herstellerangaben wurde auf einer gekühlten Glasplatte der Pulveranteil langsam in die Flüssigkeit gemischt, bis sich eine sahnige Konsistenz bildete. Mit einem Heidemannspatel wurden die Innenflächen der Kronen beschickt und diese unter leichtem Druck auf die Stümpfe reponiert. Grobe Überschüsse wurden in noch fließfähigem Zustand entfernt, anschließend bei erhöhtem Druck austretende Zementüberschüsse aber belassen, um das Material nicht aus der Zementfuge zu ziehen. Nach einer Aushärungszeit von 24 Stunden erfolgte die Feinausarbeitung und Politur der Zementfuge mit Feinstkorndiamanten und braunen und grünen Gummipolierern.

3.4.2 adhäsive Zementierung mit Variolink II

Die Proben der Prüfungsgruppen B, D, F, H, und J wurden mit dem dualhärtenden Komposit Variolink II (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) adhäsiv befestigt. Die metallverstärkten Kronen (B, D) wurden mit dem tribochemischen Verfahren „Rocatec“ konditioniert. Dazu wurde auf die Innenflächen der Restaurationen eine silikatische Zwischenschicht aufgebracht [263, 266, 267]. Zunächst wurden die Innenflächen der Kronen mit „Rocatec Pre“ (Al_2O_3 , 110 μm) bei 2,5 bar im Feinstrahlgerät „Rocatecator“ vorbereitet. Mit „Rocatec Plus“, einem mit einer Silizium- (Glas-) Verbindung oberflächlich beschichtetem Korund (Al_2O_3)- Strahlsand (110 μm , 2,5 bar), wurde mit Hilfe kinetischer Energie auf der Metalloberfläche eine keramische Schicht gebildet, die durch lokales Aufschmelzen des Metalls am Auftreffort des Strahlguts erreicht wurde. Dieser Vorgang ließ sich durch die Dunkelfärbung der behandelten Flächen visuell kontrollieren [268]. Die hydrolysebeständige Verbindung zum Befestigungskomposit wurde durch Auftragen des Haftsilans „Rocatec Sil“ (3- Metacryl- oxypropyltrimethoxysilan) erzielt. Die Vorbereitung der Zirkonoxidgerüste (F, H, J) erfolgte nach Herstellerangaben und beschränkte sich auf das Ausstrahlen der Kroneninnenflächen mit Edelkorund (110 μm / 2,5 bar). Analog zur konventionellen Befestigung der Kronen, wurden die präparierten Stümpfe gereinigt und getrocknet. Die präparierten Stumpfoberflächen wurden mit Total Etch (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) für 30 sek geätzt, wobei zuerst der Schmelz und anschließend das Dentin mit der Säure benetzt wurden. Die Säure wurde gründlich abgespült und die Stümpfe getrocknet. Mit 3M Espe- Einmalapplikatoren (3M Espe, Seefeld, D) wurde 15 sek Syntac- Primer (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) auf die geätzte Oberfläche aufgetragen und verblasen, bis sich eine leicht feuchte Oberfläche zeigte. In einem weiteren Schritt wurde ebenfalls mit Einmalapplikatoren Syntac- Adhesive (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) für 15 sek aufgebracht und ebenfalls mit Druckluft verblasen. Zur adhäsiven Befestigung wurde Variolink II (niedrig

viskös) im Verhältnis 1: 1 (Catalyst und Base) auf Einmalanmischblöckchen angemischt, die Kroneninnenflächen mit dem Komposit beschickt und auf die Stümpfe reponiert. Grobe Überschüsse wurden versäubert und die Kronenränder im Anschluss mit Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, FL) abgewischt. Der Aushärtvorgang wurde mit der Lichtpolymerisationslampe Espe- Elipar II gestartet, wobei jede Kronenfläche für 40 Sekunden dem Licht exponiert wurde. Nach 24 Stunden (Lagerung im Wasser bei 37° C) erfolgte die Ausarbeitung und Politur der Zementfuge analog der Vorgehensweise bei konventionell zementierten Kronen.

3.5 Materialprüfungen

3.5.1 In-vitro- Alterung der Proben durch Kausimulation

Alle Kronen wurden nach konventioneller bzw. adhäsiver Befestigung 24 Stunden bei 37°C im Wasser gelagert, um anschließend der künstlichen Alterung im Regensburger Kausimulator unterzogen zu werden. Durch thermische und mechanische Wechselbelastung wird eine intraorale Tragedauer der Restauration von 5 Jahren simuliert [270, 271, 336, 337]. Dazu wurden die mit einem Kunststoffsockel und einem künstlichen Parodontium versehenen Probekörper in den zugehörigen Aluminiumprobenhaltern vor Beginn der Kausimulation befestigt und in den Probekammern des Kausimulators montiert. Als Antagonisten dienten auf gleiche Weise gesockelte menschliche Molaren, die entsprechend eines Silikonschlüssels so ausgerichtet waren, dass beim Zusammentreffen mit den Proben ein Dreipunktkontakt entstand (entsprechend der Situation im Artikulator bei Herstellung der Keramikverblendung).



Abb. 24: Regensburger Kausimulator (Ausschnitt).

Bei einer Frequenz von 1,66 Hz wurden $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen mit einer okklusalen Druckbelastung von 50 N durchgeführt. Gleichzeitig wurde die thermische Wechselbelastung in 6000 Zyklen mit einem Wechsel der Spülflüssigkeit in der Probenkammer alle 2 Minuten mit einem Temperaturunterschied von 5°C und 55°C simuliert.

3.5.2 Bestimmung der Bruchfestigkeit

Nach abgeschlossener Kausimulation wurde die Bruchfestigkeit der Proben in der Zwick-Universalprüfmaschine 1446 (Zwick, Ulm, D) getestet. Die Belastung erfolgte mit einer Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12,5 mm zentral auf der Kaufläche der Kronen in Richtung der Zahnachse. Um Spannungsspitzen im Bereich der Angriffspunkte zu vermeiden, wurde zwischen Kaufläche und Kugel eine ca. 8 x 8 mm große Zinnfolie der Stärke 0,3 mm gelegt [272, 273]. Die axiale Belastung konnte durch einen schwenkbaren Probehalter gewährleistet werden. Mit einem Vorschub von 1mm pro Minute wurde der zylindrische Prüfkopf der Zwick- Universalprüfmaschine 1446 gegen die Stahlkugel bewegt und so eine stetig steigende Druckbelastung aufgebaut. Der Belastungsbruch wurde bei einem Abfall der maximalen Kraft um 10 % im Kraft/ Weg- Diagramm aufgenommen. Die Kraft, die zum Bruch führte, wurde in Newton gemessen. Zusätzlich wurde für jede Probe ermittelt, ob es sich um eine Rissbildung innerhalb der Keramik, ein Abplatzen innerhalb des Verblendmaterials (kohäsiver Bruch), ein Abplatzen der Verblendung entlang des Gerüstmaterials (adhäsiver Bruch) oder einen Bruch mit Beteiligung des Gerüstmaterials handelte.

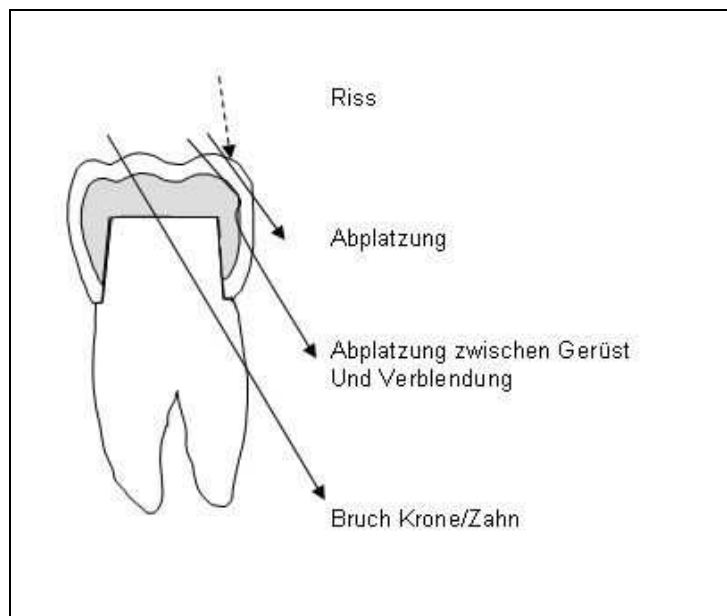


Abb. 25: Darstellung der verschiedenen Versagensformen.

3.5.3 Rasterelektronische Untersuchung der Restaurationsränder

Wie oben beschrieben wurden die Proben nach der Befestigung 24 Stunden bei 37°C gelagert und die Restaurationsränder anschließend versäubert. Mit dem Polyetherabdruckmaterial Permadyne (Permadyne Penta H und Permadyne Garant 2:1, 3M Espe, Seefeld, D) wurden in oben beschriebener Doppelmischtechnik Abformungen sowohl vor als auch nach der Kausimulation durchgeführt. Die Rückstellzeit wurde entsprechend der Herstellerangaben berücksichtigt. Zur Herstellung von Replikationsmodellen für die rasterelektronenmikroskopische Randanalyse wurden die Abformungen mit dem Epoxidharz Araldit CW (Ciba SC AG, Basel, CH) im Mischungsverhältnis 10g Harz: 2 g Härter sorgfältig auf dem Rüttler unter dem Abzug ausgegossen. Die Aushärtungszeit betrug 24 Stunden. Nach Entnahme der Modelle aus den Abformungen wurden die Replikakronen in vestibulo- oraler Richtung geteilt, scharfe Kanten zurechtgeschliffen und mit dem Spezialkleber für Rasterelektronenmikroskopie Leit-C (Neubauer Chemikalien, Münster, D) auf Aluminiumprobehaltern (Bio- Rad. Cambridge, MA, USA) befestigt. Nach der Aushärtzeit von 72 Stunden wurden die Proben im Sputtergerät SCD 040 (Balzers Union, Balzers, FC) 600 Sekunden bei einer Spannung von 130 – 180 Volt und einer Stromstärke von 30 mA mit Gold bedampft.

Mit dem Rasterelektronenmikroskop Stereoscan 240 (Cambridge Instruments, Cambridge, GB) wurden mit Hilfe des Programms Migital Image Processing System 2.1.8.3. Bilder der

Restaurationsränder in 100- facher Vergrößerung angefertigt. Der Arbeitsabstand betrug 23 mm und die Arbeitsspannung 10 KV.

Die Zement- bzw. Kompositfuge konnte direkt am Rasterelektronenmikroskop gemessen werden. An 6 Messstellen pro Zahn im Abstand von 1 mm wurde je ein Wert notiert.

Die Qualität des Randschlusses wurde mit dem Programm Optimas 6.2 (Optimas Corporation, USA) analysiert.

Folgende Qualitätskriterien des Restaurationsrandes werden ausgewertet:

- Perfekter Rand: Im rasterelektronenmikroskopischen Bild sind die Übergänge von Zahn zu Befestigungsmaterial und von Befestigungsmaterial zu Restauration kontinuierlich. Die Übergänge verlaufen auf einem Niveau und sind glatt.
- Randspalt: Ein Randspalt liegt vor, wenn durch Adhäsionsverlust ein Spalt zwischen Zahn und Befestigungsmaterial oder zwischen Befestigungsmaterial und Restauration entstanden ist.
- Material- und verarbeitungsbedingte Mängel: Material- und verarbeitungsbedingte Mängel liegen vor bei Über- oder Unterschuss des Befestigungsmaterials oder im Falle von Niveauunterschieden oder Überhängen.
- Ausquellung: ist die Grenze zum Restaurationsrand bzw. zum Zahn durch ausgequollenes Befestigungsmaterial überlagert, so kann dieser Bereich nicht beurteilt werden.
- Nicht auswertbar: Nicht auswertbar sind Bereiche, die durch fehlerhafte Herstellung der Replika nicht bewertet werden können. Beispiele hierfür sind Blasen im Bereich des Restaurationsrandes bei der Abformung oder beim Ausgießen der Abformung mit Epoxitharz. Ebenfalls kommen Verschmutzungen in diesem Bereich vor der Besputterung der Replika mit Gold in Frage [274].

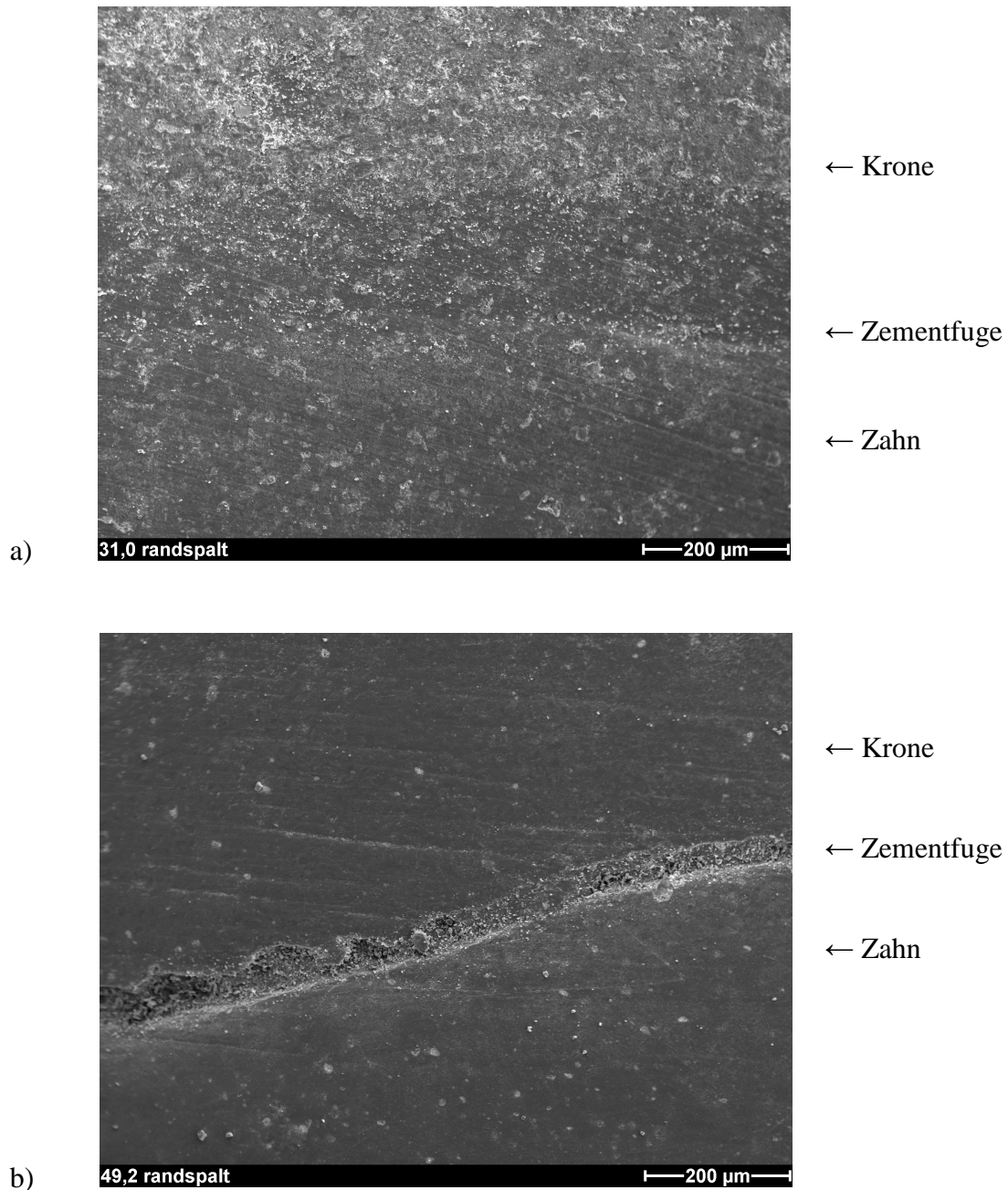


Abb. 26: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer perfekten (a) und nicht perfekten (b) Zementfuge.

O. g. Parameter dienten als Grundlage der Beurteilung der Restaurationsränder jeder Probe. Dabei wurde sowohl der Übergang Zahn - Befestigungsmaterial als auch der Übergang Befestigungsmaterial - Restauration gesondert beurteilt. Die jeweiligen prozentualen Anteile wurden in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft, Redmond, USA) übertragen und zur Gesamtstrecke in Relation gesetzt.

3.6 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung und grafischen Darstellung der Untersuchungsergebnisse der Bruchfestigkeitsbestimmung und der elektronenmikroskopischen Analyse des Randschlusses diente das Windowsprogramm SPSS, Version 10.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) und das Tabellenkalkulationsprogramm Excel Version 2000 (Microsoft, Redmond, USA).

Mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests wurden zwischen den einzelnen Versuchsgruppen paarweise Signifikanztests durchgeführt; dabei wurde das Signifikanzniveau auf $\alpha = 0,05$ festgesetzt. Die Boxplotdarstellung diente zur grafischen Darstellung der Ausprägungsgrade der untersuchten Merkmale.

3.6.1 Mann-Whitney U-Test

Im Mann-Whitney U-Test werden paarweise die Verteilungen unabhängiger Stichproben in Ordinalskalierung verglichen. Bei vorausgesetzter Annahme vergleichbarer Verteilungskurven der Stichprobenpaare wird gegen die Alternativhypothese H_1 getestet, ob sich die Mediane unterscheiden.

Der Median ist definiert als diejenige Perzentile, über bzw. unter der 50% der Verteilung liegen. Im Gegensatz zum arithmetischen Mittel werden „Ausreißerwerte“ besser aufgedeckt. Definitionsgemäß kann bei einem vorgegebenen Testniveau von 5% ein Unterschied angenommen werden [275].

3.6.2 Boxplotdarstellung

Die Boxplotdarstellung diente der grafischen Veranschaulichung der Ausprägungsgrade der untersuchten Merkmale. Es können die Symmetrie einer Verteilung, die Lage der zentralen Tendenz sowie die Variabilität der Werte eingeschätzt werden. Der Median gliedert die Verteilung in zwei Hälften über bzw. unter dem jeweils 50% der Merkmalsausprägung liegen. Je 25% der Verteilung liegen unter dem ersten Quartil- bzw. über dem dritten Quartilwert.

Durch die Länge der Box wird die Variabilität des Merkmals charakterisiert, wohingegen der Median die zentrale Tendenz darstellt. Extrem große Werte haben zum 75-Perzentil einen größeren Abstand als der 1,5-fache Abstand zwischen 75- und 25-Perzentil beträgt, wohingegen extrem kleine Werte einen größeren Abstand zum 25-Perzentil haben als der 1,5-fache Abstand zwischen 25- und 75-Perzentil beträgt [275].

4 Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde die Bruchfestigkeit von verschiedenen CAD- CAM gefertigten Einzelzahnkronen, die sowohl adhäsiv als auch konventionell befestigt wurden, nach künstlicher Alterung mittels TCML (Thermo Cycling and Mechanical Loading) untersucht. Des Weiteren wurden die Häufigkeit des Auftretens verschiedener Versagensformen und der Einfluss von TCML auf die Randschlussqualität (Vergleich vor und nach Kausimulation) untersucht. Bei einer adhäsiv befestigten VMK- Krone wurde nach TCML eine Dezementierung festgestellt, sodass diese Restauration für die weitere Untersuchung nicht mehr zur Verfügung stand.

4.1 Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung

Zur Bestimmung der Bruchfestigkeiten wurden die Einzelzahnkronen nach der Kausimulation in der Zwick- Universalprüfmaschine bis zum initialen Bruch belastet. Die Auswertung der dabei auftretenden Kräfte in Newton [N] wurde für jede Prüfgruppe als Mediane, sowie die 1. und 3. Quartile dargestellt.

4.1.1 Vergleich adhäsiver und konventioneller Zementierung

4.1.1.1 Ergebnisse der adhäsiven Befestigung

Die Bruchfestigkeitsprüfung der mit dem Kompositzement Variolink II befestigten Restaurationen ergab Medianwerte zwischen 1385 N (Lava) und 2886 N (Cercon). Dazwischen lagen die CAD- CAM- Kronen der Systeme Digizon (1748 N) und Lasergesintert (1823 N). Die Bruchwerte der VMK- Vergleichsgruppe lagen bei 1471 N. Der niedrigste 25- Perzentilwert wurde für das Lava- System mit 1007 N ermittelt, der höchste 75- Perzentilwert mit 3268 N für das System Cercon.

4.1.1.2 Ergebnisse der konventionellen Zementierung

Die Bruchfestigkeitswerte für die mit Harvard- Zement konventionell zementierten Keramikronen lagen zwischen 898 N (25- Perzentilwert) für das Lava- und 3835 N (75- Perzentilwert) für das Cercon- System. Die Bruchfestigkeitsprüfung ergab folgende Medianwerte: Lava 1056 N, Lasergesintert 1875 N, Digizon 1949 N und Cercon 3097 N. Der Median der Vergleichsgruppe erreichte 1221 N.

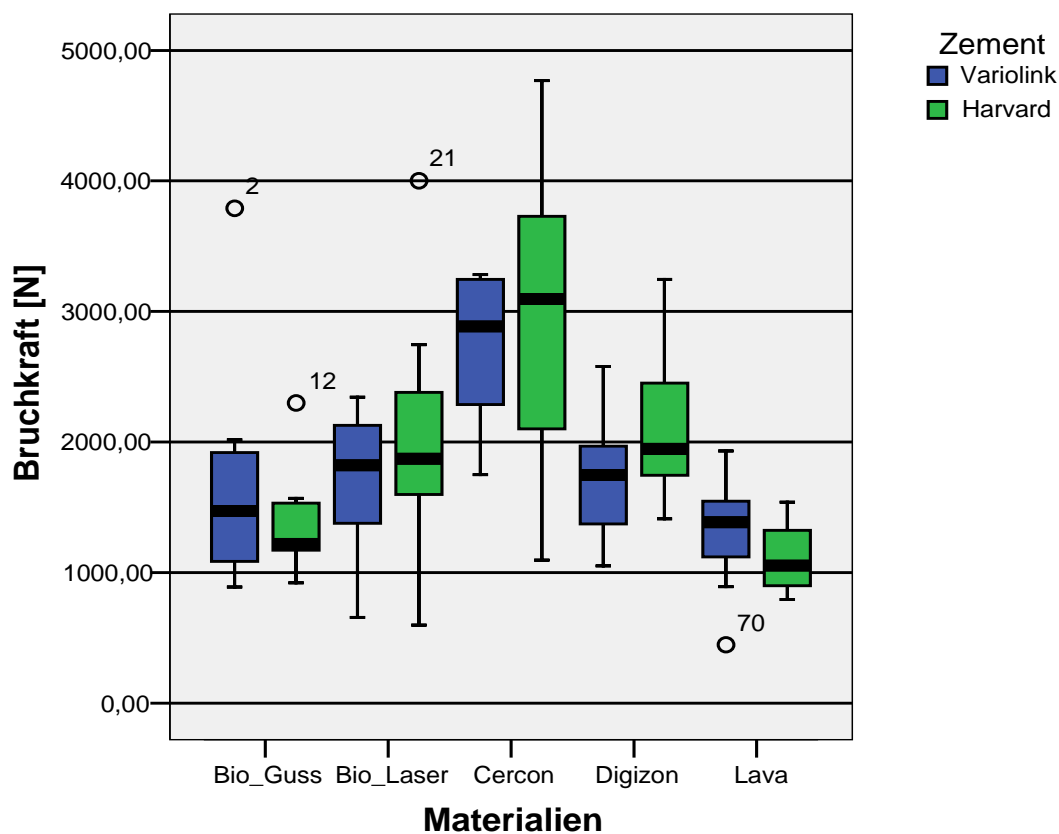


Abb. 27: Boxplotgraphik der Bruchfestigkeitswerte mit Darstellung der Median-, 25- und 75- Perzentilwerte, sowie der 1,5 fachen nicht extremen Werte.

Adhäsive Zementierung					
Bruchlast [N]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	1032	1345	1266	1870	1007
Median	1471	1823	1748	2886	1385
3. Quartile	1969	2209	1986	3268	1607

Tab. 12: Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung.

Konventionelle Zementierung					
Bruchlast [N]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	1160	1545	1678	1916	898
Median	1221	1875	1949	3097	1056
3. Quartile	1550	2564	2485	3835	1384

Tab. 13: Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung.

Signifikanzniveaus beim Vergleich adhäsiver und konventioneller Zementierung					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,645	0,574	0,279	0,779	0,382

Tab.14: Darstellung der Signifikanzniveaus beim Vergleich der Bruchfestigkeitswerte innerhalb eines Herstellungsverfahrens.

4.1.1.3 Vergleich

Beim Vergleich des Einflusses des Art der Zementierung (adhäsiv/ konventionell) innerhalb des CAD- CAM- Systems Cercon wurde ein Signifikanzniveau von 0,779 erreicht. Das Signifikanzniveau für das System Lasergesintert lag bei 0,574, für Lava bei 0,382. Auch für das Digizon- System konnte mit 0,279 ebenso wenig ein signifikanter Unterschied im Hinblick auf die Art der Zementierung festgestellt werden, wie bei der VMK- Vergleichsgruppe. Es hat sich gezeigt, dass die Art der Zementierung, sei es adhäsiv oder konventionell, auf die Bruchfestigkeit der Restaurationen innerhalb eines Herstellungsverfahrens keinen signifikanten Einfluss hat.

4.1.2 Vergleich der untersuchten CAD- CAM- Systeme

4.1.2.1 Vergleich bei adhäsiver Befestigung

Der Vergleich der verschiedenen CAD- CAM- Systeme mit der VMK- Vergleichsgruppe ergab, dass mit einem Signifikanzniveau von 0,574 (Lasergesintert), 0,505 (Digizon) und 0,574 (Lava) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Auch der Vergleich Lasergesintert mit Digizon ergab mit einem Signifikanzniveau von 1,0 ebensowenig einen signifikanten Unterschied, wie der Vergleich Lasergesintert mit Lava (0,130) und der Vergleich von Digizon und Lava (0,130). Zwischen den o. g. Systemen konnte bei adhäsiver Zementierung im paarweisen Vergleich kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Es zeigte sich, dass die Vollkeramikronen der Cercon- Serie mit 2886 N die höchste Bruchfestigkeit aufwiesen. Im Hinblick auf die Bruchfestigkeit war zu allen anderen untersuchten Systemen ein signifikanter Unterschied festzustellen. Die Signifikanzniveaus lagen beim Vergleich mit VMK bei 0,040, beim Vergleich mit Lasergesintert und bei Digizon bei 0,021. Mit einem Signifikanzniveau von 0,001 war der höchste signifikante Unterschied zu Lava- Kronen festzustellen.

Signifikanzniveaus beim Vergleich der CAD- CAM- Systeme bei adhäsiver Befestigung.				
System	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
VMK	0,574	0,505	0,040*	0,574
Lasergesintert/ Bego		1,0	0,021*	0,130
Digizon/ Digident			0,021*	0,130
Cercon/ DeguDent				0.001*

Tab. 15: Darstellung der Signifikanzniveaus beim Vergleich der Bruchfestigkeitswerte der verschiedenen Herstellungssysteme bei adhäsiver Befestigung.

4.1.2.2 Vergleich bei konventioneller Zementierung

Beim Vergleich der folgenden Herstellungs- Systeme ergab sich kein signifikanter Unterschied bei konventioneller Zementierung:

VMK- Kontrollgruppe – Lasergesintert (0,083), VMK- Kontrollgruppe – Lava (0,105), Lasergesintert – Digizon (0,721), Lasergesintert – Cercon (0,161) und Digizon – Cercon. Beim Vergleich der Kontrollgruppe mit den CAD- CAM- Systemen stellte sich heraus, dass ein signifikanter Unterschied zu den Restaurationen von Digizon ($p = 0,007$) und Cercon ($p = 0,010$) erkennbar war.

Die Lasergruppe unterschied sich nur von den Vollkeramikkronen Lava ($p = 0,015$) signifikant.

Die Cercon- Vollkeramikkronen erreichten auch bei konventioneller Zementierung wieder die höchste Bruchfestigkeit mit 3097 N. Allerdings konnten die hier auftretenden signifikanten Unterschiede nur im paarweisen Vergleich zu der gegossenen Kontrollgruppe ($p = 0,010$) und zu der Lava- Vollkeramikserie ($p = 0,001$) festgestellt werden. Kein signifikanter Unterschied bestand zwischen den CAD- CAM- Systemen Cercon, Digizon und den Lasergruppe.

Bei den mit Harvard- Zement befestigten Kronen der Lava- Gruppe wurde die niedrigste Bruchfestigkeit mit 1056 N registriert. Es konnte lediglich beim Vergleich mit der Kontrollgruppe ($p = 0,105$) kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Im Vergleich zu den übrigen untersuchten Systemen bestand ein signifikanter Unterschied. Allerdings konnte festgestellt werden, dass die Lava- Gruppe die geringste Schwankung um den Medianwert und die kleinsten Ausreißerwerte aufweist.

Signifikanzniveaus beim Vergleich der CAD- CAM- Systeme bei konventioneller Zementierung.				
System	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
VMK	0,083	0,007*	0,010*	0,105
Lasergesintert/ Bego		0,721	0,161	0,015*
Digizon/ Digident			0,161	0,001*
Cercon/ DeguDent				0,001*

Tab. 16: Darstellung der Signifikanzniveaus beim Vergleich der Bruchfestigkeitswerte der verschiedenen Herstellungssysteme bei konventioneller Zementierung.

4.2 Bruchmodus bzw. Versagensformen

Die häufigste Versagensform nach Testung der Bruchkraft war das Abplatzen von Verblendmaterial. Bei den Kronen mit Metallgerüst (VMK und Lasergesintert) zeigten sich nur Abplatzer als Versagensform, wobei außer bei den adhäsiv befestigten VMK- Kronen [n = 2], ansonsten alle Abplatzer zwischen Gerüst und Verblendmaterial verliefen.

Bei der Digizon- Gruppe zeigten sich bei den adhäsiv befestigten Restaurationen 8 Abplatzer, wobei 3 innerhalb der Verblendung und 5 entlang der Grenze Verblendung/ Gerüst verliefen.

Bei den konventionell zementierten Kronen waren neben 8 Abplatzungen (4 innerhalb der Verblendung, 2 zwischen Gerüst und Verblendung) auch 2 Risse im Verblendmaterial zu erkennen.

Die adhäsiv befestigte Cercon- Serie wies einen Gerüstbruch und 7 Chippings auf, wobei 5 davon innerhalb des Verblendmaterials verliefen. Neben einem Gerüstbruch und 6 Abplatzern (4 zwischen Gerüst und Verblendung) führte die Bruchkrafttestung bei den konventionell zementierten Cercon- Kronen zu einem Bruch mit Beteiligung des Zahnes.

Die Lava- Gruppe zeigte bei allen untersuchten Probekörpern Abplatzungen, die innerhalb der Verblendung verliefen.

Bruch- bzw. Versagensformen							
	adhäsiv/ kon- ventionell	Zahn	Gerüst	Abplatzer	Riss	Bruch kohäsiv	Bruch ad- häsiv
VMK	ad			7		2	5
	ko			8			8
Lasergesintert/ Bego	ad			8			8
	ko			8			8
Digizon/ Digident	ad			8		3	5
	ko			8	2	4	2
Cercon/ DeguDent	ad		1	7		5	2
	ko	1	1	6		2	4
Lava/ 3M Espe	ad			8		8	
	ko			8		8	

Tab. 17: Anzahl [n] und Art der Bruchmodi.

4.3 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der Restaurationsränder

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Restaurationsränder erfolgte mittels des Rasterelektronenmikroskops Stereoscan 240 (Cambridge Instruments, Cambridge, GB) und mit Hilfe des Programms Migital Image Processing System 2.1.8.3. Die Auswertung der Bilder wurde getrennt für die Bereiche Zement/ Krone und Zement/ Zahn vorgenommen. Die statistische Auswertung erfolgte im Hinblick auf die Auswirkung der Kausimulation auf die Randqualität innerhalb eines Kronensystems. Dazu wurden die Ergebnisse des Untersuchungskriteriums „perfekter Rand“ vor und nach Alterung in Beziehung gesetzt. Des Weiteren wurde die Art der Zementierung verglichen. Es wurde jeweils der prozentuale Wert an perfektem Rand der adhäsiven Befestigung mit dem der konventionellen Zementierung vor und nach TCML in Beziehung gesetzt. Als signifikanter Unterschied wurde ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ festgesetzt.

4.3.1 Adhäsive Befestigung

4.3.1.1 Übergang Zement/ Krone

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Krone ergab bei allen adhäsiv befestigten Probekörpern vor (Tab. 17) und nach (Tab. 18) Alterungssimulation (TCML) Median- Werte von 100,0 %, wobei das Untersuchungskriterium der Anteil an perfektem Zementspalt an der Gesamtlänge des Restaurationsrandes in [%] war. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag vor (Lasergesintert) und nach (Lava) TCML bei 98,5%.

Der Vergleich der Qualität der Zementfuge am Übergang Zement/ Krone vor und nach Kausimulation ergab, dass bei allen untersuchten Systemen bei adhäsiver Befestigung mit dem Kompositzement Variolink II kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Dabei reichten die Signifikanzwerte von 0,068 (VMK- Kontrollgruppe) bis 0,956 (Lasergesintert).

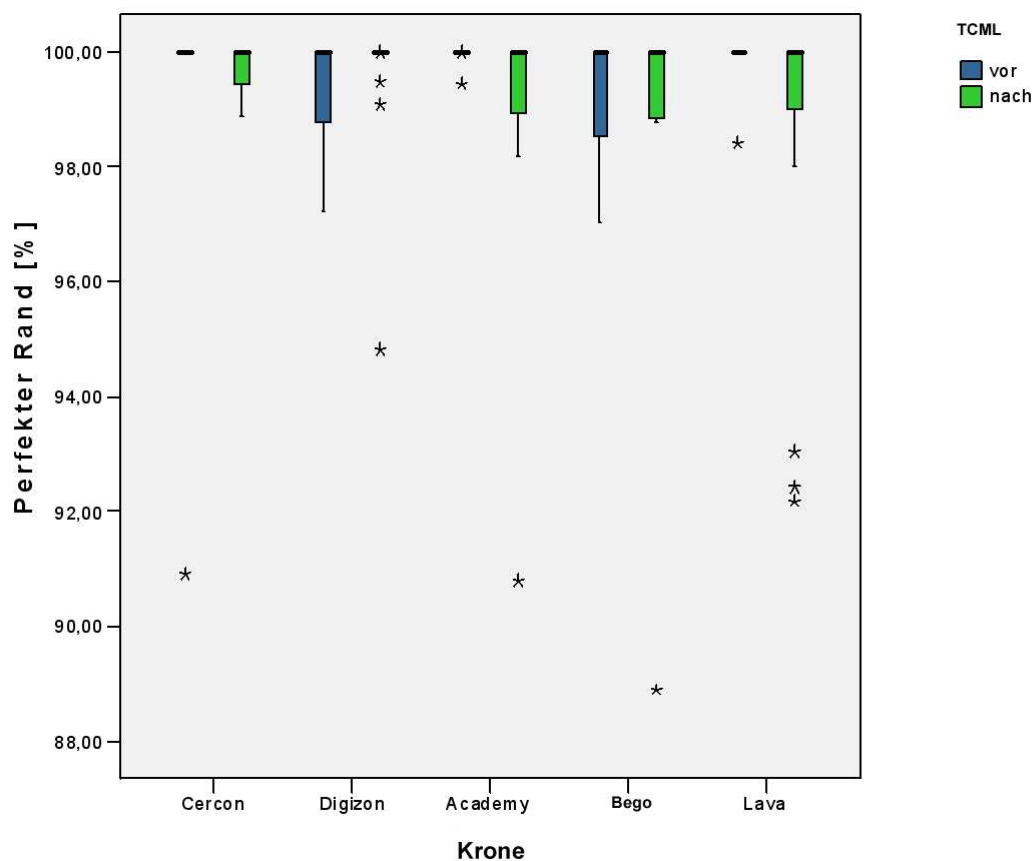


Abb. 28: Boxplotdarstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung vor und nach TCML.

Übergang Zement/ Krone vor TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	100,0	98,5	98,7	100,0	100,0
Median	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3. Quartile	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab. 18: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung vor TMC.

Übergang Zement/ Krone nach TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	98,7	98,8	100,0	99,2	98,5
Median	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3. Quartile	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab. 19: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung nach TCML.

Übergang Zement/ Krone: Vergleich vor/ nach TCML					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,068	0,956	0,468	0,798	0,21

Tab. 20: Einfluss des TCML auf das Untersuchungskriterium, perfekter Randschluss, am Übergang Zement/ Krone; Vergleich der Randschlussqualität vor und nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens.

4.3.1.2 Übergang Zement/ Zahn

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Zahn ergab mit Ausnahme der Cercon- Untersuchungsreihe bei allen adhäsiv befestigten Probekörpern vor (Tab. 20) und nach (Tab. 21) Alterungssimulation (TCML) Median- Werte von 100,0 %, wobei das Untersuchungskriterium der Anteil an perfektem Zementspalt an der Gesamtlänge des Restaurationsrandes in [%] war. Das Ergebnis für die Randqualitätsanalyse beim Cercon- System lag nach TCML am Übergang Zement/ Zahn bei 99,5%. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag vor TCML bei 97,4% (Cercon) und nach TCML bei 98,1% (Cercon).

Der Vergleich der Qualität der Zementfuge am Übergang Zement/ Zahn vor und nach Kausimulation ergab, dass bei allen untersuchten CAD- CAM- Systemen bei adhäsiver Befestigung mit dem Kompositzement Variolink II kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Dabei reichten die Signifikanzwerte von 0,423 (Digizon) bis 0,897 (Lava).

Bei der VMK- Kontrollgruppe zeigte sich mit einem Signifikanzwert von 0,023 ein signifikanter Unterschied.

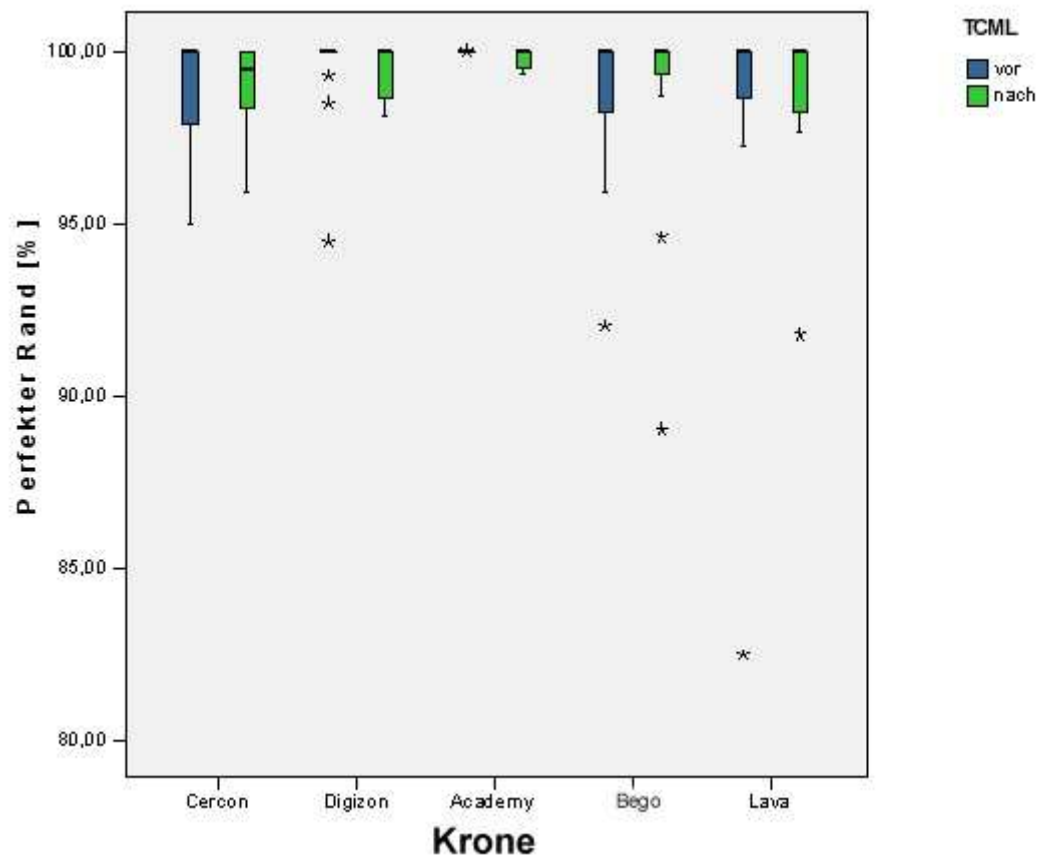


Abb. 29: Boxplottdarstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung vor und nach TCML.

Übergang Zement/ Zahn vor TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	100,0	98,0	100,0	97,4	97,9
Median	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3. Quartile	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab.21: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung vor TMC.

Übergang Zement/ Zahn nach TCML					
] Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	99,5	99,0	98,5	98,1	98,2
Median	100,0	100,0	100,0	99,5	100,0
3. Quartile	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab.22: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei adhäsiver Befestigung nach TMC.

Übergang Zement/ Zahn: Vergleich vor/ nach TCML					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,023*	0,445	0,423	0,878	0,897

Tab.23: Einfluss des TCML auf das Untersuchungskriterium, perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Zahn; Vergleich der Randschlussqualität vor und nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

4.3.2 Konventionelle Zementierung

4.3.2.1 Übergang Zement/ Krone

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Krone ergab bei den konventionell zementierten Probekörpern vor Alterungssimulation (TCML) (Tab. 23) folgende Median- Werte, wobei das Untersuchungskriterium der Anteil an perfektem Zementspalt an der Gesamtlänge des Restaurationsrandes in [%] war: VMK 99,1%, Lasergesintert 99,4%, Digizon 100,0%, Cercon 99,9% und Lava 97,2%. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag bei 91,5% (Lava). Die übrigen 25- Perzentilwerte lagen über 96,6%. Das Ergebnis der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Krone bei den konventionell zementierten Probekörpern nach TCML (Tab. 24) zeigte für die Zementfugen der VMK- Kronen mit 91,9% und der Digizon- Kronen mit 87,3% eine deutliche Abnahme der Randqualität. Die Betrachtung der 25- Perzentil- Werte von 88,3 (VMK) und 68,1 (Digizon) verdeutlichen den Einfluss des TCML auf die Randqualität. Die übrigen Systeme erreichten folgende Medianwerte: Lasergesintert 100,0%, Cercon 97,6% und Lava 100,0%. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag bei 96,6% (Cercon).

Der Vergleich der Qualität der Zementfuge am Übergang Zement/ Krone vor und nach Kausimulation ergab folgende Ergebnisse: Bei den VMK- Kronen mit konventioneller Zementierung unterschied sich der perfekte Rand am Übergang Zement/ Krone vor und nach Kausimulation signifikant ($p = 0,006$). Auch bei den Systemen Digizon ($p = 0$) und Lava ($p = 0,008$) war ein signifikanter Unterschied festzustellen. Der Vergleich der Medianwerte für die VMK- Kronen vor (99,1%) und nach (91,9 %) TCML zeigt, dass die Qualität der Zementfuge deutlich abgenommen hat. Noch drastischer war dieser Effekt beim Digizon- System zu beobachten; Median vor (100,0%) und nach (87,3%) Kausimulation. Beim Vergleich der Medianwerte der Lava- Kronen zeigte sich vor TCML (97,2%) ein niedrigerer Wert als nach TCML (100,0%).

Die Untersuchung der Kronenränder der Systeme Lasergesintert ($p = 0,171$) und Cercon ($p = 0,102$) ergab keine signifikanten Unterschiede.

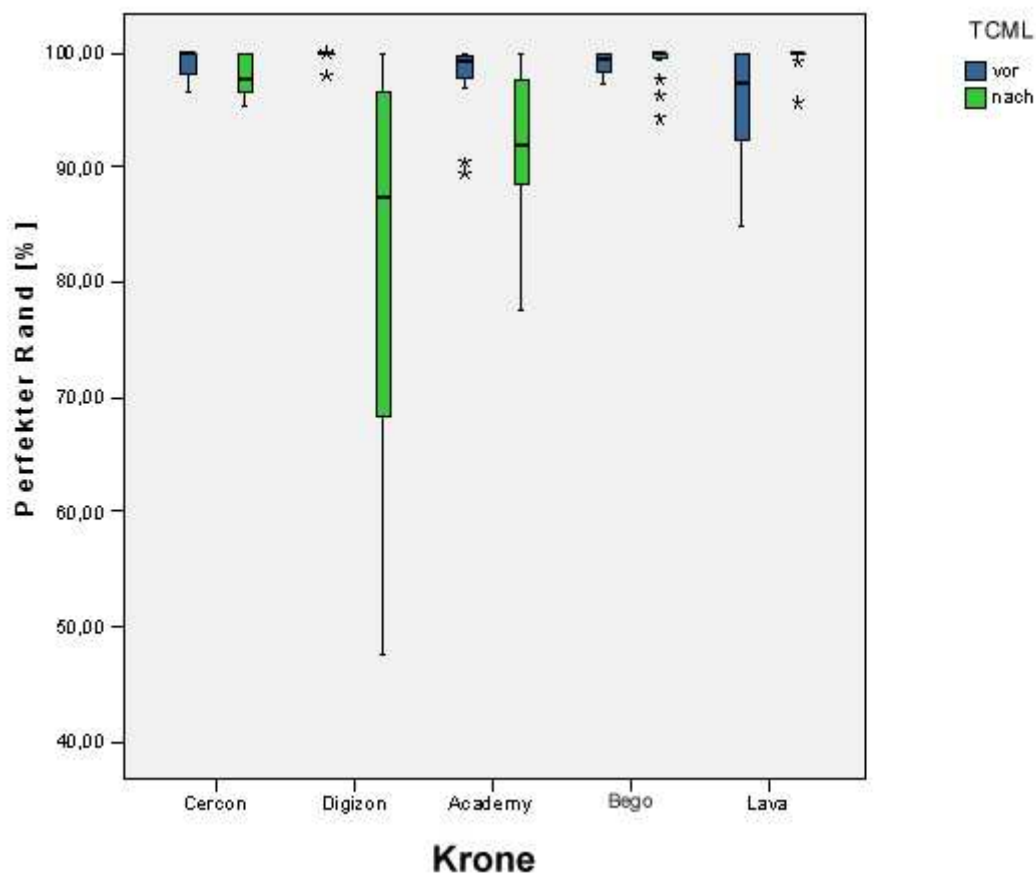


Abb. 30: Boxplotdarstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung vor und nach TCML.

Übergang Zement/ Krone vor TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	97,8	98,1	100,0	98,1	91,5
Median	99,1	99,4	100,0	99,9	97,2
3. Quartile	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab. 24: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung vor TCML.

Übergang Zement/ Krone nach TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	88,3	99,4	68,1	96,6	100,0
Median	91,9	100,0	87,3	97,6	100,0
3. Quartile	97,7	100,0	96,8	100,0	100,0

Tab. 25: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Krone; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung nach TCML.

Übergang Zement/ Krone: Vergleich vor/ nach TCML					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,006*	0,171	0*	0,102	0,008*

Tab.26: Einfluss des TCML auf das Untersuchungskriterium, perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Krone; Vergleich der Randschlussqualität vor und nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

4.3.2.2 Übergang Zement/ Zahn

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Zahn ergab bei den konventionell zementierten Probekörpern vor Alterungssimulation (TCML) (Tab. 26) für alle CAD- CAM- Systeme Median- Werte von 100,0%, wobei das Untersuchungskriterium der Anteil an perfektem Zementspalt an der Gesamtlänge des Restaurationsrandes in [%] war. Die VMK- Restaurationen erreichten einen Wert von 98,5%. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag bei 95,3% (VMK). Die übrigen 25- Perzentilwerte lagen über 97,9%.

Das Ergebnis der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung der Restaurationsränder am Übergang Zement/ Zahn bei den konventionell zementierten Probekörpern nach TCML (Tab. 27) zeigte für die Zementfugen der VMK- Kronen mit 94,2% und der Digizon- Kronen mit 88,5% eine deutliche Abnahme der Randqualität. Die Betrachtung der 25- Perzentil- Werte von 90,4% (VMK) und 78,6% (Digizon) verdeutlichen den Einfluss des TCML auf die Rand-

qualität. Die übrigen Systeme Lasergesintert, Cercon und Lava erreichten folgende Medianwerte von 100,0%. Der niedrigste 25- Perzentilwert lag bei 96,6% (Cercon).

Der Vergleich der Qualität der Zementfuge am Übergang Zement/ Zahn vor und nach Kausimulation ergab folgende Ergebnisse: Bei den VMK- Kronen mit konventioneller Zementierung unterschied sich der perfekte Rand am Übergang Zement/ Zahn vor und nach Kausimulation signifikant ($p = 0,017$). Auch bei dem System Digizon war ein signifikanter ($p = 0,000$) Unterschied festzustellen. Der Vergleich der Medianwerte für die VMK- Kronen vor (98,5%) und nach (94,2%) TCML zeigt, dass die Qualität der Zementfuge auch am Übergang Zement/ Zahn deutlich abgenommen hat. Wie schon beim Übergang Zement/ Krone ist dieser Effekt beim Digizon- System auch für den Übergang Zement/ Zahn zu beobachten; Median vor (100,0%) und nach (88,5%) Kausimulation. Das Lava- System zeigte nach Kausimulation Werte von 100,0% bzw. 97,2% vor TCML, jedoch waren diese mit $p = 0,056$ statistisch nicht signifikant.

Die Untersuchung der Kronenränder der Systeme Lasergesintert ($p = 0,423$) und Cercon ($p = 0,149$) ergab, wie schon am Übergang Zement/ Krone, keine signifikanten Unterschiede.

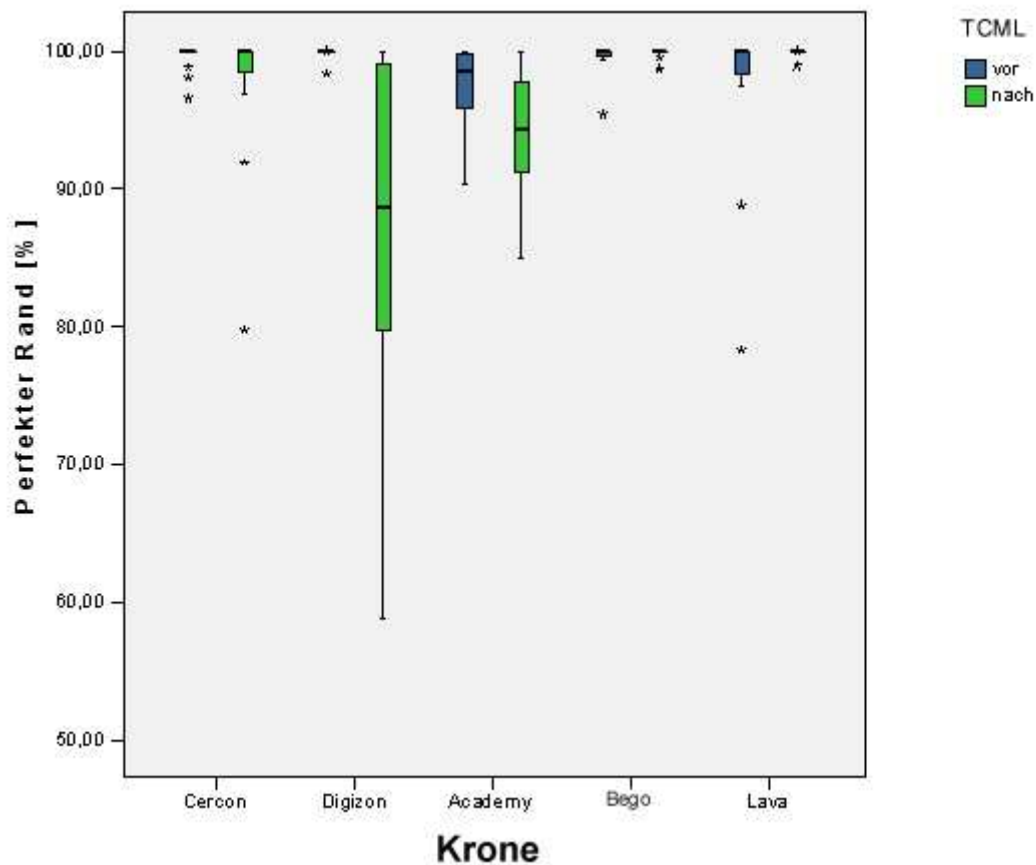


Abb. 31: Boxplottdarstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung vor und nach TCML.

Übergang Zement/ Zahn vor TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	95,3	99,7	100,0	100,0	97,9
Median	98,5	100,0	100,0	100,0	100,0
3. Quartile	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab. 27: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung vor TMC.

Übergang Zement/ Zahn nach TCML					
Perfekter Rand [%]	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
1. Quartile	90,4	100,0	78,6	98,4	100,0
Median	94,2	100,0	88,5	100,0	100,0
3. Quartile	97,6	100,0	99,5	100,0	100,0

Tab. 28: Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung mit dem Untersuchungsmerkmal perfekter Randschluss [%] am Übergang Zement/ Zahn; Median-, sowie 25- und 75- Perzentilwerte bei konventioneller Zementierung nach TMC.

Übergang Zement/ Zahn: Vergleich vor/ nach TCML					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,017*	0,423	0*	0,149	0,056

Tab.29: Einfluss des TCML auf das Untersuchungskriterium perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Zahn; Vergleich der Randschlussqualität vor und nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

4.3.3 Vergleich adhäsiver und konventioneller Zementierung

4.3.3.1 Vergleich der Zemente Variolink II und Harvard vor TCML

Vergleich Zement/ Krone

Der Vergleich der Randschlussqualität adhäsiv und konventionell befestigter VMK- Kronen ergab für das Untersuchungskriterium „perfekter Rand“ am Übergang Zement/ Krone vor TCML einen signifikanten Unterschied ($p = 0$). Für die anderen Kronensysteme konnte für dieses Untersuchungskriterium kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Signifikanzniveaus lagen für Lasergesintert bei $p = 0,171$, für Digizon bei $p = 0,59$ und für Cercon bei $p = 0,452$. Das höchste Signifikanzniveau erreichte das Lava- System mit $p = 0,985$.

Vergleich Zement/ Zahn

Der Vergleich der Randschlussqualität adhäsiv und konventionell befestigter VMK- Kronen ergab für das Untersuchungskriterium „perfekter Rand“ am Übergang Zement/ Zahn vor TCML ebenfalls einen signifikanten Unterschied ($p = 0$). Auch die Lava- Kronen wiesen beim Vergleich der Zementierungsarten am Übergang Zement/ Zahn vor TCML einen signifikanten Unterschied ($p = 0,003$) auf. Für die Kronensysteme Lasergesintert ($p = 0,515$), Digizon ($p = 0,224$) und Cercon ($p = 0,238$) konnte für dieses Untersuchungskriterium kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Übergang Zement/ Krone					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0*	0,171	0,59	0,452	0,985

Tab. 30: Einfluss adhäsiver und konventioneller Zementierung auf das Untersuchungskriterium perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Krone; Vergleich der Randschlussqualität vor TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

Übergang Zement/ Zahn					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0*	0,515	0,224	0,238	0,003*

Tab. 31: Einfluss adhäsiver und konventioneller Zementierung auf das Untersuchungskriterium perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Zahn; Vergleich der Randschlussqualität vor TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

4.3.3.2 Vergleich der Zemente Variolink II und Harvard nach TCML

Vergleich Zement/ Krone

Der Vergleich der Randschlussqualität adhäsiv und konventionell befestigter VMK- Kronen ergab für das Untersuchungskriterium „perfekter Rand“ am Übergang Zement/ Krone nach TCML ebenfalls einen signifikanten Unterschied ($p = 0,003$). Auch die Digizon- Kronen wie-

sen beim Vergleich der Zementierungsarten am Übergang Zement/ Krone nach TCML einen signifikanten Unterschied ($p = 0$) auf. Während der Medianwert nach Kausimulation bei adhäsiver Befestigung 100,0% betrug, lag der Wert für diese Untersuchung bei konventioneller Zementierung mit 87,3% sehr tief. Für die Kronensysteme Lasergesintert ($p = 0,696$), Cercon ($p = 0,052$) und Lava ($p = 0,341$) konnte für dieses Untersuchungskriterium kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

Vergleich Zement/ Zahn

Der Vergleich der Randschlussqualität adhäsiv und konventionell befestigter VMK- Kronen ergab für das Untersuchungskriterium „perfekter Rand“ am Übergang Zement/ Zahn nach TCML ebenfalls einen signifikanten Unterschied ($p = 0$). Auch die Digizon- Kronen wiesen beim Vergleich der Zementierungsarten am Übergang Zement/ Krone nach TCML einen signifikanten Unterschied ($p = 0,001$) auf. Der Medianwert nach Kausimulation bei adhäsiver Befestigung betrug 100,0%; dieser Wert lag für diese Untersuchung bei konventioneller Zementierung mit 88,5% sehr tief. Bei der Beurteilung des Einflusses adhäsiver und konventioneller Zementierung auf das Untersuchungskriterium, perfekter Rand am Übergang Zement/ Zahn nach TCML zeigte sich für das Lava- System ein signifikanter Unterschied ($p = 0,026$). Die Medianwerte lagen mit 100,0% zwar auf gleichem Niveau, jedoch wichen der 25- Perzentilwert mit 98,2 (Variolink II) von 100,0% (Harvard) ab. Für die Kronensysteme Lasergesintert ($p = 0,752$) und Cercon ($p = 0,976$) konnte für dieses Untersuchungskriterium kein signifikanter Unterschied festgestellt werden

Übergang Zement/ Krone					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0,003*	0,696	0*	0,052	0,341

Tab. 32: Einfluss adhäsiver und konventioneller Zementierung auf das Untersuchungskriterium, perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Krone; Vergleich der Randschlussqualität nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

Übergang Zement/ Zahn					
System	VMK	Lasergesintert/ Bego	Digizon/ Digident	Cercon/ DeguDent	Lava/ 3M Espe
Signifikanzniveau	0*	0,752	0,001*	0,976	0,026*

Tab. 33: Einfluss adhäsiver und konventioneller Zementierung auf das Untersuchungskriterium, perfekter Randschluss am Übergang Zement/ Zahn; Vergleich der Randschlussqualität nach TCML innerhalb eines Herstellungsverfahrens. *: signifikanter Unterschied.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 In- vitro- Untersuchung

In der Zahnmedizin wird die Prüfung von Werkstoffeigenschaften im Rahmen von in- vitro- Untersuchungen durchgeführt, um deren Verhalten beim Einsatz im Mundmilieu zu beurteilen. Die Ergebnisse ermöglichen Prognosen über die klinische Eignung von Werkstoffen und Bauteilen bei unterschiedlichen Indikationen. Während Untersuchungen an einfachen Prüfkörpern im Wesentlichen der Bestimmung materialspezifischer Kennwerte zum Ziel haben, dienen Untersuchungen an komplexen, kliniknahen Restaurationen dazu, prognostisch exakte Aussagen über das zu erwartende in- vivo- Verhalten zu machen. Die Berücksichtigung der verschiedenen Einflüsse, denen zahnärztliche Restaurationen im Mund ausgesetzt sind, ist für die Qualität der Ergebnisse von großer Bedeutung. Neben dem permanenten Vorhandensein von Speichel sind die Temperaturunterschiede bei der Nahrungsaufnahme, die Hydrolyse und die zyklischen Kaubelastungen zu beachten. Vorteile der in- vitro- Untersuchungen sind die verhältnismäßig niedrigen Kosten, die leichte Reproduzierbarkeit und die leichtere Kontrolle der beeinflussenden Faktoren. Zeitsparend lassen sich die Bedingungen der Mundhöhle unter festgelegten Parametern reproduzierbar simulieren, und das Verhalten der Werkstoffe und Restaurationen, das in- vivo erst nach langem Gebrauch auftritt, innerhalb kurzer Zeiträume darstellen. Ein äußerst wichtiger Vorteil ist die Überprüfbarkeit von Werkstoffen ohne Schädigung von Geweben oder Organismen [180, 181, 276]. Trotzdem bleibt jede auch noch so realitätsnahe in- vitro- Untersuchung nur eine technische Annäherung an die klinische Situation.

5.1.2 Herstellung der Probekörper

Bei der Untersuchung der Belastbarkeit von festsitzendem Zahnersatz werden verschiedene Modellstumpfmateriale verwendet. Neben natürlichen Zähnen [294, 295] kommen Legierungen [296, 297] und Kunststoffe [298] zum Einsatz. Vorteil bei der Verwendung natürlicher Zähne ist die exakte Nachbildung der in- vivo- Situation. Als Nachteil muss allerdings gelten, dass keine exakt reproduzierbaren Stumpfgeometrien erzeugt werden können und dass die Materialkennwerte der einzelnen Zähne differieren. Somit können Unterschiede innerhalb der Untersuchungsgruppen auftreten, die zu einer gewissen Streuung der Ergebnisse führen. Bei

Stümpfen aus Metall oder Kunststoff besteht die Möglichkeit eine beliebig große Zahl identischer Modelle herzustellen. Die mechanischen Eigenschaften unterscheiden sich allerdings erheblich von denen der originären Zahnhartsubstanz, was nur eine bedingte Übertragbarkeit auf die in- vivo Situation zulässt. Die E- Modulwerte von Metallstümpfen liegen bei 150000-250000 MPa [282], die von Kunststoffmodellen bei 3500 MPa und unterscheiden sich deutlich von menschlicher Zahnhartsubstanz (10000-20000 MPa) [294, 295]. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden natürliche Zähne für die Herstellung der Kronen verwendet. Es sollte im Rahmen der Studie nicht nur die Bruchfestigkeit verschiedener CAD- CAM- Systeme verglichen werden, sondern auch der Einfluss der Art der Zementierung und die Randqualität. Entscheidend für die Bewertung der Auswirkung des adhäsiven Verbundes auf die Bruchfestigkeit und die Randqualität war deshalb das Vorhandensein konditionierbarer Zahnflächen, die der in- vivo- Situation möglichst nahe kommen. So wurde eine breitere Streuung der Ergebnisse zugunsten der besseren Abbildung realer Verhältnisse in Kauf genommen.

In dieser Studie wurden insgesamt 80 Kronenrestaurationen untersucht. Dabei kamen fünf verschiedene Herstellungsverfahren zum Einsatz, so dass je 16 Kronen nach demselben System gefertigt wurden. Alle Zähne wurden nach der gleichen Methode gesockelt, abgeformt und bis zur Befestigung der Kronen und der Kausimulation in Wasser gelagert. Auch die Herstellung der Gipsmodelle erfolgte nach demselben Verfahren. Die Präparation aller Zähne erfolgte unter Wasserkühlung um möglichst die in- vivo- Verhältnisse nachzubilden und Veränderungen der Zahnstrukturen durch Hitzeeinwirkung zu vermeiden. Bei der Präparationsform wurden die Angaben der Hersteller genau beachtet. Für die konventionell gefertigte Vergleichsgruppe, sowie für die im Lasersinterverfahren der Firma Bego hergestellten Kronen wurde eine ausgeprägte Hohlkehlpräparation durchgeführt. Für die Präparation der Vollkeramikrestaurationen wurde ein Substanzabtrag von 0,8 mm (Digizon) und 1,0 mm (Cercon) entsprechend Herstellerangaben gewählt. Es wurde ebenfalls eine ausgeprägte Hohlkehle angelegt, was laut Herstellerangaben möglich ist, obwohl in Studien für vollkeramische Restaurationen bei Stufenpräparationen eine bis zu dreifach höhere Bruchfestigkeit und eine bessere Kronenrandgenauigkeit [284, 294, 328] gefunden wurde. Da für die Restaurationen des Lava/ 3M Espe- Systems deutlich niedrigere Bruchfestigkeitswerte gefunden wurden, wäre interessant, ob bei einem Vergleich zwischen einer Stufen- und Hohlkehlpräparation unterschiedliche Bruchfestigkeitswerte gefunden werden können.

Bei der Herstellung von 48 der untersuchten Kronen wurden Zirkoniumdioxidkappchen als Gerüstmaterial verwendet, die mit einer auf das jeweilige Gerüstmaterial abgestimmten Verblendkeramik individualisiert wurden. Auch die Metallkappchen wurden keramisch ver-

blendet. Keramische Materialien haben hervorragende Eigenschaften im Hinblick auf ausgezeichnete Biokompatibilität, geringe Plaqueanlagerung und guter Ästhetik. Zunehmend werden Zirkoniumdioxidkeramiken wegen ihrer mechanischen Eigenschaften als Gerüstwerkstoff verwendet [286]. Allerdings machen die physikalischen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids eine Verarbeitung mit herkömmlichen zahntechnischen Methoden unmöglich, da die hohen Sinter- und Schmelztemperaturen mit den gängigen dentaltechnischen Sinter-, Guss- und Pressverfahren nicht erreicht werden können. Deshalb kommen CAD- CAM- Techniken zum Einsatz, welche die Verwendung von industriell vorgefertigten Zirkoniumdioxidrohlingen zulassen [126, 140]. Während die Cercon- Kappchen entsprechend einer Wachsmodellation aus vorgesinterten Zirkoniumdioxidrohlingen, sog. Grünlingen, in einem CAM- System gefertigt werden, müssen die Meistermodelle für die Herstellung der Kappchen- Systeme Digizon und Lava in ein Firmenlabor geschickt werden, wo die Kappchen zentral gefertigt werden. Bei der Wachsmodellation der Cercon- Kappchen wurde durch eine stärkere Wachsschicht im Bereich der Höcker- und Randleisten bereits für eine anatome Gestalt des Kappchens gesorgt, was anschließend eine Verblendung mit gleichmäßiger Schichtstärke ermöglicht. Dieses Merkmal war bei den in den jeweiligen Firmenlaboren gefertigten Kappchen nicht so deutlich ausgeprägt. Die Verblendung erfolgt dann wieder im eigenen Labor. Im Gegensatz zur Hartbearbeitung oder Weißbearbeitung, wie beim Digident-System von Amann/ Girrbach, lassen sich Grünlinge leicht spanabhebend bearbeiten. Allerdings muss auch eine viel größere Schwindung (20-25%) ausgeglichen werden als bei dicht gesinterten Werkstoffen. Die Fortschritte auf dem Gebiet der digitalen Datenverarbeitung ermöglichen aber die Umsetzung der für jeden Rohling erforderlichen Schwindung. Moldovan et al. fanden in einer Studie für dreigliedrige Cercon- Brücken eine durchschnittliche Abweichung von -70 bis + 30µm bei der externen Passgenauigkeit [287]. Alle Zirkoniumdioxidkappchen wurden durch geringfügige Innenbearbeitung der Kronenlumina mittels Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung auf die Zahnstümpfe aufgepasst. In verschiedenen Untersuchungen wurde gezeigt, dass eine mechanische Bearbeitung mit Schleifinstrumenten zu einer Festigkeitsminderung von Zirkoniumdioxidkeramiken führt [165, 167, 288]. Filser et al. konnten jedoch keine Mikrorissbildung wie bei anderen Keramiken finden, sondern beobachteten ein bearbeitungsinduziertes Aufschmelzen der Randzone [160]. Bei einer simulierten Schleifbearbeitung an Implantatabutments ließ sich hingegen keine Festigkeitsminderung feststellen [161]. Trotz der Gefahr der Festigkeitsminderung durch das nachträgliche Beschleifen der Kroneninnenflächen ist derzeit keine andere Möglichkeit gegeben,

den korrekten Sitz der Kronen zu gewährleisten. Auch von den Herstellern wird dieses Prozedere empfohlen [289].

Die Konstruktion der im Lasersinterverfahren hergestellten Gerüstkäppchen erfolgte mittels der von Bego zur Verfügung gestellten Soft- und Hardware. Die Daten wurden elektronisch an die Firma weitergeleitet und dort erfolgte die Herstellung der Käppchen. Im Vorfeld der Produktion stellte sich beim Aufpassen von Probekäppchen heraus, dass bei einem vorgegebenen Zementspalt von 50 µm kein guter Halt und eine Spielpassung der Restaurationen erzeugt wurde, was uns veranlasste im Rahmen dieser Studie den vorgegebenen Parameter auf 30 µm zu verändern. Dies führte zwar zu einem guten friktiven Halt der Käppchen, machte aber ein mühsames und zeitaufwändiges Aufpassen der Käppchen erforderlich.

Vor der Verblendung der Gerüste wurden die Käppchen mit Edeldorund und Wasserdampf abgestrahlt. Der Strahlprozess wird in der Literatur kontrovers diskutiert und es finden sich gegensätzliche Angaben zum Einfluss auf die Festigkeit der Zirkoniumdioxidkeramik. Einerseits fanden Zhang et al. eine signifikante Abnahme der Festigkeit durch auftretende Defekte an der Keramikoberfläche [290], andererseits konnte eine Festigkeitssteigerung infolge des Strahlprozesses gefunden werden, der auf Druckspannungen im Bereich der oberflächlichen Schichten zurückgeführt wurde [165, 168, 288, 294].

Um eine Beeinflussung der Festigkeit der Restaurationen durch differierende Verblendschichtstärken möglichst gering zu halten, wurden die Kronen mit einer möglichst gleichen Schichtstärke an Verblendkeramik angefertigt. Eine gleichartige Gestaltung der Proben ist bei vergleichenden Untersuchungen eine wichtige Voraussetzung, auch wenn Beuer et al. den Einfluss unterschiedlicher Schichtstärken als unbedeutend beurteilen [292]. Auch bei der Beurteilung standardisierter Prüfkörper war der Einfluss des Verhältnisses der Stärken von Gerüst und Verblendung auf die Bruchfestigkeit nicht signifikant [294]. In der vorliegenden Studie zeigte sich für die Cercon/ Degudent- Gruppe die höchste Bruchfestigkeit. In wieweit sich die Ergebnisse bei nicht gleichmäßiger Verblendschichtstärke verändern (wegen nicht anatomic modellierter Höcker und Randleisten bei der Käppchenherstellung) müsste gesondert untersucht werden. Beim Auftragen der Verblendung wurde durch Verdichten und Rütteln eine möglichst kompakte Schicht erzeugt, um die Sinterschrumpfung und die Volumendefekte während des Brennvorgangs zu minimieren. Oberflächendefekte, wie kleine Poren, wurden bei allen Probekörpern durch eine einheitliche Politur und den Auftrag von Glasurmasse vermieden. Da nach dem Glanzbrand keine Oberflächenbearbeitung mehr stattfand kann davon ausgegangen werden, dass Schleif- und Politurspuren nicht als Oberflächendefekte in Frage kamen, die als Ursprung für die Desintegration der Verblendkeramik bei der Kausimulation

diskutiert werden. Ein weiterer Punkt, der im Rahmen der Herstellung der Probekörper einen Einfluss auf die unterschiedlichen Bruchfestigkeitswerte haben könnte, ist die Gestaltung der Okklusalfächen der Kronenrestorationen. Unterschiedlich hohe und zueinander geneigte Höcker führen bei der Bruchfestigkeitstestung zu unterschiedlichen Scherspannungen, die umso größer wird, je höher und steiler die Höcker gestaltet sind. Diese Problematik wurde aber bewusst in Kauf genommen, da in dieser Studie eine möglichst realitätsnahe Situation abgebildet werden sollte. Es wäre interessant, ob flachere Kaureliefs tatsächlich höhere Bruchfestigkeitswerte aufweisen, da die Keramik in diesem Fall mehr auf Druck belastet wird als auf Zug- und Scherspannung.

5.1.3 Simulation der Zahnbeweglichkeit

Viele Faktoren in der Mundhöhle nehmen Einfluss auf die Belastbarkeit von festsitzendem Zahnersatz, die bei einer realitätsnahen Simulation der Situation mit berücksichtigt werden müssen. Die physiologische Beweglichkeit der Zähne ist einer dieser Faktoren. Die Zähne sind über den Faserapparat des Parodontiums in der knöchernen Alveole verankert und sind in horizontaler, vertikaler und rotatorischer Richtung beweglich. Die Angaben zur Beweglichkeit der Zähne in der Literatur schwanken erheblich und unterscheiden sich bei gleicher Kraftgröße und -richtung um bis zu 300% [294]. Im Versuchsaufbau der vorliegenden Studie wurde während der mechanischen Wechselbelastung und der anschließenden Prüfung der Bruchfestigkeit eine senkrecht zur Okklusalfäche gerichtete Kraft appliziert und somit im Wesentlichen eine vertikale Belastung auf das künstliche Parodontium ausgeübt. Für diese Art der Belastung in der Größenordnung von 1 N bis 10 N beträgt die natürliche Zahnbeweglichkeit 12- 28 μm [295, 296]. Die Höhe des Alveolarknochens, die Breite des parodontalen Ligaments, die Form und Anzahl der Wurzeln, sowie die Größe und Richtung der einwirkenden Kräfte sind die wesentlichen Faktoren, welche die Zahnbeweglichkeit beeinflussen [297]. Die großen Differenzen in den Angaben zur Zahnbeweglichkeit führen die meisten Autoren auf starke interindividuelle Unterschiede innerhalb der Untersuchungsgruppen zurück.

Dem natürlichen Zahn ist es wegen seiner Verankerung im Knochen an parodontalen Fasern möglich auf funktionelle und parafunktionelle Belastungen mit einer Auslenkung zu reagieren und diesen so teilweise auszuweichen. Durch die Beweglichkeit während Okklusions- und Laterotrusionsbewegungen treten innerhalb festsitzender Restaurationen zusätzliche Druck-, Zug- und Scherspannungen auf. In- vitro- Untersuchungen haben gezeigt, dass eine starre

Lagerung der Zähne zu höheren Festigkeitswerten der Restaurationen führt, als bei einer beweglichen Lagerung. Die Vermutung, dass durch die Beschichtung der Wurzeloberflächen mit einem Elastomer eine Dämpfung der mechanischen Wechselbelastung hervorgerufen wird, die zu höheren Bruchfestigkeitswerten führt bestätigte sich nicht. Zur Simulation der natürlichen Pfeilerresilienz werden die Zahnwurzeln mit einer Elastomerschicht umgeben. Es kommen sowohl Materialien auf Polyether- [189, 269] als auch auf Silikonbasis [50, 298] zum Einsatz. In oben genannten Studien zeigte sich bei beweglicher Lagerung eine deutliche Abnahme der Festigkeitswerte der Restaurationen, wohingegen andere Autoren diesen Zusammenhang nicht bestätigen konnten [299].

Zur Simulation der Resilienz wurden die Wurzeln der Zahnstümpfe mit einem Elastomer auf Polyetherbasis beschichtet. Dies besitzt auch im feuchten Milieu eine gute Dauerbeständigkeit. Das Material wurde entsprechend dem von Scharnagl [269] vorgeschlagenen Verfahren aufgebracht und wies eine Schichtstärke von ca. 0,75 mm auf. Nach der Befestigung der Stümpfe in einem PMMA- Sockel waren diese beweglich gelagert. Die Beweglichkeit der Kronenstümpfe setzt sich neben der Nachgiebigkeit der Polyetherschicht zusätzlich aus der Biegung des Stumpfes und der Verformbarkeit des Sockelmaterials zusammen. Die unterschiedlichen Wurzelgeometrien und -oberflächen können zu einer unterschiedlich starken horizontalen und rotatorischen Beweglichkeit der Probekörper bei Belastung führen. Diese zusätzlichen Faktoren spielen aber während der mechanischen Wechselbelastung eine untergeordnete Rolle, sondern kommen erst beim Bruchfestigkeitstest zum Tragen, wenn überschwellige Kräfte eingesetzt werden. So kann ein Kippen bei der Testung der Bruchfestigkeit anstelle einer rein vertikalen Belastung zum Auftreten von Scherkräften führen, die zu niedrigeren Bruchfestigkeitswerten führt, da Keramik besser auf Druckkräfte belastbar ist als auf Zug- und Scherkräfte [1]. Die erreichte axiale Zahnbeweglichkeit bei einer Kraft von 50-100 N lag im vorliegenden Simulationsmodell bei 50- 200 μm [300]. Dies stellte eine gute Näherung an die im Vergleich zur Extrapolation in der Literatur angegebenen Werte dar. Der Tatsache, dass die Resilienz eines Zahnes einer Sättigungskurve folgt, bei der zu Beginn der Belastung die Parodontalfasern verstärkt gestreckt werden [301], konnte in dieser Simulation nicht berücksichtigt werden.

5.1.4 Alterungssimulation

Ziel der vorliegenden in- vitro- Studie war es, das umgebende Mundmilieu nachzubilden, um daraus Rückschlüsse auf das zu erwartende Verhalten der zahnärztlichen Restaurationen unter

in- vivo- Bedingungen ziehen zu können. Im Mundhöhlenmilieu kommt es zur Degradation der ZrO_2 - Keramik [302], sowie zu einer Verminderung der mechanischen Eigenschaften der eingesetzten Materialien, sowohl der Keramikkomponenten als auch der Befestigungsmaterialien, was zu einem erheblichen Qualitätsverlust der Restaurationen führen kann. Die Festigkeit und die Randqualität verschiedener CAD- CAM- gefertigter Kronen sollte nach künstlicher Alterung verglichen werden. Als Faktoren der Simulation einer mehrjährigen Tragezeit dienen thermische und mechanische Wechselbelastungen in wässriger Umgebung.

5.1.4.1 Thermische Wechselbelastung

Die Werte der Temperaturdifferenzen in der Mundhöhle bei der Nahrungsaufnahme schwanken in der Literatur. So werden sowohl Werte zwischen -8°C bis $+ 81^\circ\text{C}$ [260], als auch weniger extreme Werte zwischen 0°C und $+ 67^\circ\text{C}$ [197, 198] angegeben. Dies hat Temperaturdifferenzen innerhalb der Restaurationen von $+5^\circ\text{C}$ bis $+ 55^\circ\text{C}$ zur Folge [199, 200]. Diese Temperaturen werden bei der Simulation oraler Verhältnisse meist zugrunde gelegt [189, 303, 304]. Wechselnde thermische Belastungen erzeugen innerhalb eines Werkstoffs Spannungen, die Rissbildungen hervorrufen können. Dies gilt insbesondere für die wegen ihrer Sprödigkeit für Spannungen empfindlichen keramischen Werkstoffe, die darauf mit fortschreitendem unterkritischem Risswachstum reagieren [305, 306]. Materialverbunde werden von wechselnden Temperaturen ebenfalls beeinflusst. Dies ist auf die Spannungen zurück zu führen, die infolge unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten an den Grenzflächen der Materialien entstehen. Dies wirkt sich sowohl auf adhäsive Verbundsysteme [307, 308], als auch auf den Verbund zwischen Gerüst und Keramik aus [309, 310].

Die Angaben zu den Verweildauern der Proben in den verschieden temperierten Bädern variieren stark. Sie reichen von 4 sek [311] bis hin zu 1200 sek [312]. Wichtig ist jedoch, dass die Prüfkörper die Temperatur des jeweiligen Wasserbades vollständig erreichen, was ausreichend lange Haltezeiten und die vollständige Bedeckung mit Flüssigkeit erforderlich macht. Dieser Vorgang nimmt etwa 30 sek. für prothetisch versorgte Zähne in Anspruch [313]. In der vorliegenden Studie wurde die thermische Wechselbelastung der Kronen im zweiminütigen Wechsel zwischen $+ 5^\circ\text{C}$ und $+ 55^\circ\text{C}$ durchgeführt. Bei dieser Zeitdauer kann von einer Angleichung der Grenzflächen an die Temperaturen des Simulationsmediums ausgegangen werden [314].

Über die genaue Anzahl an Temperaturwechseln liegen Schätzungen für die klinische Lebensdauer von eingegliedertem Zahnersatz (10- 15 Jahre) bei 5000- 50000 Zyklen [315, 316]. Viele Studien gehen von einer 10- Jahres- Simulation aus und verwenden dabei durchschnitt-

lich 10000 thermische Wechselbelastungen. Da jedoch die größte Versagensrate innerhalb der ersten drei Jahre nach dem Einsetzen eintritt, sollte in der hier vorliegenden Studie eine Lebensdauer von fünf Jahren simuliert werden, was in etwa 6000 Wechselbelastungszyklen entspricht.

5.1.4.2 Mechanische Wechselbelastung

Gleichzeitig mit der thermischen Wechselbelastung fand die mechanische Alterungssimulation statt. Dabei wurden die Proben in $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen bei axialer Krafteinwirkung okklusal mit 50 N bei einer Frequenz von 1,66 Hz belastet.

Diese Anzahl entspricht der Annahme vieler Forschungsgruppen zur Folge einer Tragedauer von fünf Jahren [277, 303, 315- 317]. Einigen Studien zur Folge muss allerdings von einer deutlich höheren Anzahl an Kauzyklen pro Jahr – bis zu 800 000 – ausgegangen werden [189]. Weitgehende Einigkeit besteht im Hinblick auf die durchschnittliche Kaufrequenz von 1,2 Hz [183, 184, 189]. Während der mechanischen Wechselbelastung kommt es bereits zu Verschleißerscheinungen an den Kauflächen und es treten Oberflächendefekte auf. Diese sind Ausgangspunkte für Desintegrationsprozesse der Keramik wie Spannungsrisskorrosion und Rebindereffekt [19]. Diese Prozesse wirken sich aber erst nach längerer Wassereexposition auf die Festigkeit der Keramik aus. Insofern muss überprüft werden, ob die hier gemessenen Festigkeitswerte denen vergleichbar sind, die nach einer Verlängerung der Kausimulation erzielt werden. Neuere Studien konnten aber zeigen, dass die Anzahl von $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen bei 50 N und eine thermische Wechselbelastung von 6000 Zyklen realistisch sind [336, 337] und eine Prognose für die klinische Anwendung der Materialien zulassen.

Im Molarenbereich treten durchschnittlich Kaukräfte zwischen 20 N und 120 N auf [187]. Maximalkräfte von 150 N bis 665 N wurden gemessen, bei Bruxismus sogar bis zu 1221 N [185, 186]. In den meisten Studien zu keramischen Restaurationen werden bei der mechanischen Wechselbelastung Kaukräfte von 50 N zu Grunde gelegt. Bei einer Erhöhung der simulierten Kaukraft muss mit einer Abnahme der Bruchfestigkeit vollkeramischer Restaurationen gerechnet werden [189]. Bei dem immer stärker ausgeprägten Wunsch vieler Patienten nach ästhetischen Restaurationen stellt sich die Frage, ob es nicht sinnvoll wäre, die Belastbarkeit der Materialien auch bei höherer mechanischer Beanspruchung, wie z. B. bei permanent höherem Muskeltonus bei Bruxismus, zu überprüfen.

5.1.4.3 Wasserlagerung

Die in dieser Studie verwendeten Zähne wurden nach der Extraktion in 0,5% iger Chloraminlösung gelagert. Während der gesamten weiteren Zeit, von der Herstellung der Probekörper bis zur Alterungssimulation und Bruchfestigkeitstestung, erfolgte die Lagerung in Wasser, um ein Austrocknen der Zahnhartsubstanz zu vermeiden. Die Keramikkrone wurden allerdings nur im Zeitraum ab der Zementierung, während der thermo- mechanischen Wechselbelastung bis zur Bruchfestigkeitstestung in Wasser aufbewahrt. Dieses Procedere entspricht einem rationalen Studiendesign, wie es in der Regel bei Untersuchungen zur Belastbarkeit keramischer Restaurationen angewandt wird [277, 304, 318]. Dies berücksichtigt allerdings nicht die Tatsache, dass konventionelle Keramik unter Wassereinfluss, dem sie während der gesamten Tragedauer im feuchten Mundmilieu ausgesetzt ist, einer Festigkeitsminderung, bedingt durch den Rebinder- Effekt und die Spannungsrisskorrosion, unterliegt [192]. Da es aber gerade während der thermomechanischen Wechselbelastung zu einer gewissen Vorschädigung und zu Verschleißerscheinungen der Keramik und zur Bildung von kleinsten Rissen kommt, sollte eine Wasserlagerung vor oder nach TCML in Betracht gezogen werden um weitere Einflüsse des Mundmilieus auf die Keramik zu berücksichtigen. Auch Zirkoniumdioxid unterliegt in feuchter Umgebung Degradationsprozessen [193- 195]. Während eines Zeitraums von 300 Tagen lassen sich spontane Transformationen von der tetragonalen in die monokline Phase nachweisen, die anfangs schnell voranschreitet, dann aber zunehmend stagniert [319]. Bei kurzer Wasserexposition scheint die lediglich oberflächliche Diffusion von Wassermolekülen in die Keramik kaum einen festigkeitsmindernden Einfluss zu haben [189]. Zwar wird das ZrO_2 - Gerüst von der Verblendkeramik umgeben und könnte so von den Degradationsprozessen bewahrt werden, aber es erscheint doch interessant, ob sich diese Prozesse bei länger andauernder Wasserexposition festigkeitsmindernd bemerkbar machen.

Eine längere Wasserlagerung kann nicht nur die Qualität der Keramik beeinflussen, sondern auch die der Randqualität. Die Wasserexposition führt zu einer Wasseraufnahme der Befestigungsmaterialien, die sich auch auf die mechanischen Eigenschaften des Haftverbundes von Befestigungskunststoff/ -zement und Zahn bzw. Restauration auswirken kann. Ob nach einer Wasserlagerung von ca. eineinhalb Wochen bereits eine Prognose für eine Tragedauer von fünf Jahren gegeben werden kann muss kritisch betrachtet werden.

5.1.5 Untersuchung der Bruchfestigkeit

Werkstoffspezifische Kennwerte eines Materials werden unter Normbedingungen an standardisierten Prüfkörpern evaluiert. Um die klinische Tauglichkeit eines Werkstoffs *in-vitro* beurteilen zu können, müssen Studien an bauteilnahen Prüfkörpern vorgenommen werden. Aufgrund komplexerer Geometrien zahntechnischer Restaurationen, die oftmals aus Verbundsystemen bestehen, lässt die mechanische Festigkeit der einzelnen Komponenten nur bedingt einen Rückschluss auf das mechanische Widerstandsverhalten der gesamten Konstruktion zu. Um direkte Vergleiche zwischen verschiedenen Werkstoffen und ihrer Klassifizierung vornehmen zu können, werden Bruchfestigkeitsprüfungen nach Kausimulation durchgeführt. Aus diesem Grund wurden formähnliche Kronen auf annähernd gleichen Zahnstümpfen gefertigt und unter klinischen Bedingungen befestigt. Wie bereits in Kapitel 5.1.2 dargestellt wurde, jede Verblendung der Restaurationen entsprechend der Form des zu versorgenden Zahnes und des Antagonisten modelliert und wies so im Design der Höcker sowohl in Form, Größe und Neigung der Höcker zueinander Unterschiede auf. Dies kann zu einer unterschiedlichen Verteilungen von Scher-, Zug- und Druckspannungen bei der Krafteileitung führen und so zu einer größeren Streuung der Bruchfestigkeitswerte.

Die Bruchfestigkeit der Restaurationen wurde mit Hilfe eines statischen Bruchtests ermittelt. Bei axialer Krafteinleitung werden die maximalen Festigkeitswerte erwartet, wohingegen bei einer Belastungsrichtung im 45°- Winkel ein früheres Versagen durch Scherkräfte verursacht [254].

Die Krafteinleitung auf die Kronen erfolgte in axialer Richtung mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/ min, über eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 12,5 mm wurde eine Dreipunktabstützung des Prüfstempels auf der Kaufläche der Krone ermöglicht. Zur Vermeidung lokaler Spannungsspitzen wurde zusätzlich eine 0,3 mm starke Zinnfolie zwischen Kaufläche und Stahlkugel platziert [320]. Dies sichert auch bei ungünstiger Gestaltung der Kraftaufnahmefläche eine gleichmäßige Verteilung, zusätzlich konnte die Krafteinleitung auf den Probekörper durch eine schwenkbare Modellhalterung eingestellt werden. Die Kronen wurden bis zur Fraktur belastet; als Versagen wurde ein Spannungsabfall von 10% der maximalen Belastung definiert. Auch wenn einige Restaurationen noch keinen katastrophalen Bruch aufwiesen, war ihre strukturelle Integrität doch gestört und zeigte zu meist Risse oder Abplatzungen der Verblendkeramik. Viele andere Studien berücksichtigen diesen Lastabfall nicht, sondern bewerten allein die Totalfraktur [279, 280, 303]. Die Werte für den Lastabfall sind in der Literatur sehr inhomogen.

Der objektive Vergleich der Bruchfestigkeitswerte gestaltet sich schwierig, da für die Prüfung der Bruchfestigkeit zahnärztlicher Restaurationen keine standardisierten Normen festgelegt sind. Unterschiede in Dimensionierung und Versuchsaufbau können für identische Materialien Ergebnisse mit erheblichen Abweichungen verursachen. Ein direkter Vergleich ist nur nach Prüfung unter exakt gleichen Bedingungen möglich, aber eine Einschätzung der Größenordnung bereits gewonnener Ergebnisse ist dennoch möglich.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Komplikationen nach Alterungssimulation

Klinische Studien zeigen, dass Abplatzungen der Verblendkeramiken eine der häufigsten Versagensformen keramischer Restaurationen sind [320- 322]. Kleinere Defekte lassen sich durch Glätten und Einschleifen im Mund beheben, größere Abplatzungen erfordern oft eine Neuanfertigung. Die Dezementierung von Kronen stellt eine weitere Komplikation in vivo dar.

Während der in- vitro- Alterung durch thermische und mechanische Wechselbelastung, sowie einer Wasserexposition während des TCML (Thermo- Cycling and Mechanical Loading) konnten in der vorliegenden Studie keine Keramikabplatzungen beobachtet werden. Bei einer adhäsiv zementierten Metallkeramikkrone kam es während TCML zur Dezementierung. Zur Vermeidung von Verblendungsfrakturen wurde auf eine gleichmäßige Schichtstärke der Verblendkeramik geachtet. Dies wurde durch eine der Zahnanatomie angelehnte Formgebung der Gerüste unterstützt [320]. Die Umsetzung dieser Vorgaben lassen sich unter in- vivo- Bedingungen oft nur schwer umsetzen. Ein weiterer wichtiger Faktor zur Vermeidung von Verblendungsfrakturen ist die Abstimmung des Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verblendkeramik auf den des Gerüstmaterials. Durch die Verwendung von jeweils systemeigenen Verblendmassen wurde dieser Vorgabe Rechnung getragen. Dass jedoch das vorherige Sandstrahlen der Zirkondioxidgerüste zu einer Veränderung des WAK durch Phasenumwandlungen in den oberflächlichen Kristallschichten und damit zu einer veränderten Festigkeit geführt hat [154], kann nicht ausgeschlossen werden. Das Auftreten von Scherspannungen im Verbundbereich zwischen Gerüst und Verblendung kann festigkeitsmindernd sein. Trotz des Arbeitsschrittes des Sandstrahlens vor dem Verblenden konnte in dieser Studie keine negative Auswirkung auf die Verbundfestigkeit festgestellt werden.

Die einzige Dezementierung trat bei einer adhäsiv befestigten Krone aus der Vergleichsserie mit gegossenem Käppchen auf. Alle anderen Kronen überstanden die Kausimulation ohne

Dezementierung. Dies lässt sich anscheinend auf die gute Haftung der Zementschicht an den Zahnstümpfen und den Kroneninnenflächen zurückführen. Die Haftung wurde durch Sandstrahlen der Kroneninnenflächen, sowie bei den adhäsiv befestigten Metallkeramikkrone durch das Aufbringen einer Haftsilanschicht verbessert. Das mikroretentive Muster auf den Oberflächen führte zu einer Erhöhung der Friktion. Durch die Haftsilanschicht kann ein hydrolysestabiler Verbund zwischen Metall und Kompositzement hergestellt werden [263, 266, 267]. Zahlreiche Studien zeigen, dass durch das Sandstrahlen von Zirkoniumdioxidkeramikoberflächen keine Festigkeitsminderung auftritt [155, 168, 171, 288]; deshalb kann dieses Vorgehen als Vorbereitung vor der Zementierung empfohlen werden.

5.2.2 Bruchmodus

Im Hinblick auf den Bruchmodus konnten verschiedene Formen des Versagens beobachtet werden. Die diskreteste Form zeigte sich in feinen Haarrissen, die aber nicht zum Abplatzen der Verblendkeramik führten. Bei der Entstehung der Risse kam es aber zu einem Spannungsabfall von mehr als 10 % der maximalen Belastung. Während der Untersuchung der Bruchfestigkeit zeigten sich im Belastungsdiagramm charakteristische Entlastungsspeaks, die sich in kurzen scharfen Lastabfällen darstellten. Filser et al. führen dies auf einen Rissstoppmechanismus zurück, wobei der Riss an der Grenzfläche zwischen Verblend- und Gerüstkeramik eine Ab- und Umleitung erfährt [323]. Nach Erreichen der maximalen Bruchlast wurde das Versagen bei einem Lastabfall von $> 10\%$ definiert. Auch wenn die Restaurationen noch keinen katastrophalen Bruch aufwiesen, war ihre strukturelle Integrität doch so gestört, dass von einem Versagen ausgegangen wurde.

Weitere Bruchmodi waren das Abplatzen der Verblendkeramik innerhalb der Verblendschicht und das Versagen des Verbundes zwischen Gerüst- und Verblendmaterial, wobei das Gerüst intakt blieb. Die Morphologie der Bruchflächen dieser Studie entsprach weitgehend den Ergebnissen fraktographischer Schadensanalysen an Feldspat-, Glas- und Infiltrationskeramiken [115, 323]. Das Bruchbild entsprach den typischen Charakteristika eines spröden Werkstoffs. Eine eindeutige Korrelation zwischen Bruchursprung und einer bruchauslösenden Fehlstelle ließ sich allerdings nicht herstellen. Während bei mehrgliedrigen vollkeramischen Brücken der Ursprung des Versagens meist von der gingivalen Seite des Verbinders ausgeht [324], liegt der Frakturursprung bei vollkeramischen Kronen im Bereich des okklusalen Gerüstanteils [112, 117]. Die Risse entstehen in einem Zwei- und Dreischichtsystem primär direkt unterhalb der Belastung und verlaufen radial nach außen, wobei die Risse bei Hartkern-

keramiken vor allem in der Verblendung entstehen und das Gerüst meist unbeschadet bleibt [114, 116, 119, 120]. Diese Ergebnisse wurden auch für Kronen mit Y- TZP- Gerüsten bestätigt [91, 121- 123]. Auch die vorliegende Studie kommt zu vergleichbaren Ergebnissen. Das Frakturverhalten von Zirkoniumdioxidkronen ist mit dem metallkeramischer Kronen vergleichbar. Verblendungsabplatzungen und Risse in der Verblendung stellen bei Metallkeramikversorgungen die häufigsten Misserfolge dar [114, 124].

Ein weiterer Bruchmodus war die Totalfraktur von Verblendung und Zirkoniumdioxidgerüst ($n = 2$), was aber wie in oben genannten Studien einen geringeren Anteil des Versagens ausmachte. Auffällig ist, dass die Totalfraktur nur bei den im CAM- Verfahren hergestellten Kronen des Cercon/ DeguDent- Systems auftraten. Eine mögliche Ursache kann in der nicht optimal gleichen Schichtstärke der von Hand aufgewachsenen Käppchen liegen. Eine weitere Möglichkeit der Entstehung von Vorschädigungen kann das Abtrennen des gefästen Grünlings von den Haltestiften sein. Unerkannte Defekte in der Mikrostruktur werden auch durch den Sintervorgang nicht behoben und stellen Ausgangspunkte für die Totalfraktur der Restauration bei maximaler Belastung dar. Eine nicht optimale Passung der Kronen auf den Zahnstümpfen, die punktuell ungünstige Belastungen hervorgerufen haben könnte, kann ausgeschlossen werden, da alle Kronen vor dem Zementieren mit einer Softprobe aufgepasst wurden und somit eine gleichmäßige Schichtstärke des Befestigungsmaterials gewährleistet war. Eine andere Möglichkeit der Interpretation des Bruchmodus Totalfraktur ist, den Verbund zwischen Gerüstmaterial und Verblendung als so stark anzusehen, dass die einwirkende Kraft durch die Vollkeramikronenrestauration durchgeleitet wird. Durch den guten Verbund erfolgt keine Rißablenkung, sondern der Riss läuft direkt in die eigentlich festere Gerüstkeramik. Dieser Ansatz kann dadurch gestützt werden, da die Festigkeitswerte für Kronen mit Totalfraktur besonders hoch waren und somit nicht von einer Vorschädigung ausgegangen werden kann.

5.2.3 Bruchfestigkeit

Wie bereits oben erwähnt, liegen verschiedenen Untersuchungen zu Folge die maximal auftretenden Kaukräfte im Seitenzahnbereich zwischen 150 – 665 N, bei Bruxismus bei bis zu 1221 N [185, 186]. Es lassen sich jedoch sehr große interindividuelle Unterschiede feststellen. In einer umfassenden Literaturrecherche von Körber und Ludwig konnte gezeigt werden, dass ein mittlerer Wert der maximalen Kaukraft von 298,9 N im Seitenzahnbereich als Grundlage für die Konstruktion von parodontal gelagertem Zahnersatz anzusehen ist [325]. Unter der

Voraussetzung physiologischer Bedingungen und unter Berücksichtigung der Materialermüdung im Laufe der Tragezeit, die bei keramischen Materialien in Form unterschiedlicher Mechanismen auftritt [25, 26, 193- 195, 302], kann als Anfangsfestigkeit von vollkeramischem Zahnersatz im Seitenzahnbereich 1000 N gefordert werden [58]. Bei einer durchschnittlichen Festigkeitsminderung von 40% im Laufe der Tragezeit infolge der Materialermüdung, ergibt sich eine geforderte Dauer- und Langzeitfestigkeit von 600 N [325, 326], die einen Sicherheitspuffer gegenüber den physiologischen Kaukräften enthält.

Zusätzlich wird die Bruchfestigkeit prothetischer Restaurationen durch das verwendete Befestigungsmaterial und die Art der Befestigung beeinflusst. Adhäsiv befestigte Restaurationen sind durch einen kraftschlüssigen Verbund an der Zahnhartsubstanz gekennzeichnet, wodurch rissauslösende Zugspannungen an der Restorationsinnenseite vermieden werden. Die Vorbereitung des Zahnschmelz mit Säure- Ätz- Technik, die Konditionierung des Dentin, sowie die Vorbereitung der keramischen Flächen durch Ätzung und Silanisierung stellen die Voraussetzung für einen stabilen Verbund dar [327, 328]. In- vitro- Untersuchungen von Groten und Pröbster ergaben für adhäsiv befestigte Vollkeramikkrone signifikant höhere Bruchfestigkeitswerte als für konventionell mit Zinkoxid- Phosphat- Zement oder Glasionomerkement befestigte Vollkeramikkrone [329]; die Bruchfestigkeit bei adhäsiver Befestigung war um 50% höher. Momentan ist allerdings keine Methode bekannt die Zirkoniumdioxidkeramik ähnlich wie Glaskeramik mit Flusssäure und einem Haftsilan zu konditionieren und so einen chemischen Verbund zwischen Gerüstmaterial und Befestigungskomposit herzustellen. Der Haftverbund wird durch Sandstrahlen und somit durch eine Verbesserung des mikromechanischen Halts erreicht, was letztendlich einem Halt durch Friktion entspricht. Dies erklärt evtl., dass kein signifikanter Unterschied zwischen der adhäsiven und der konventionellen Befestigung bestand. Der Halt der Krone auf dem Zahnstumpf bei konventioneller Befestigung entsteht durch Erhöhung der Reibung zwischen Ersatz und Zahn. Durch das Fehlen eines kraftschlüssigen Verbundes zwischen Restauration und Zahn hängt die Belastbarkeit von der Eigenfestigkeit der prothetischen Versorgung ab, welche durch die mechanischen Eigenschaften der Keramik und die geometrischen Werte des Stumpfes beeinflusst werden [9]. Für Keramiken mit einer Biegefestigkeit von mehr als 200 MPa, wie z. B. Zirkoniumdioxidkeramiken ist die konventionelle Zementierung für Vollkeramikkrone gemäß einer gemeinsamen Stellungnahme der DGZMK und der DGZPW Ziel der vorliegenden Studie war es die Bruchfestigkeit verschiedener CAD- CAM- gefertigter Kronensysteme zu vergleichen und herauszufinden, ob die Art der Zementierung einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit hat. Beim Vergleich der adhäsiven und der kon-

ventionellen Zementierung zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Bruchfestigkeit innerhalb der einzelnen Systeme. Die adhäsive Befestigung bewirkt keine zusätzliche Festigkeitssteigerung. Somit kann die Aussage der o. g. Stellungnahme von DGZMK und DGZPW bestätigt werden, dass bei Vollkeramikrestorationen auf Zirkoniumdioxidbasis auch eine konventionelle Befestigung möglich ist.

Im Rahmen dieser Studie wurden keine Vergleichsgruppen zur Bestimmung der Bruchfestigkeit vor Kausimulation erstellt; deshalb ist es nicht möglich, Angaben über die Festigkeitsminderung während der Kausimulation zu machen. Beim Vergleich der Bruchfestigkeitswerte der vorliegenden Studie zeigte sich aber, dass alle untersuchten Kronensysteme unabhängig von der Art der Zementierung den klinisch geforderten Mindestfestigkeitswerten entsprachen, ja sogar deutlich darüber lagen. Auffällig war, dass Cercon/ DeguDent mit den Medianwerten von 2886 N (adhäsiv) und 3097 N (konventionell) die höchsten Bruchfestigkeitswerte aufwies. Demgegenüber stehen die niedrigsten Medianwerte von 1385 N (adhäsiv) und 1085 N (konventionell) der Serien Lava/ 3M Espe. Diese Beobachtungen der Festigkeitsunterschiede zwischen diesen Systemen decken sich auch mit anderen Untersuchungen [9, 303]. Die deutlich höhere Belastbarkeit der Cercon/ DeguDent Restorationen ist vermutlich allein auf das Material zurückzuführen, da sich die Versuchsaufbauten beim Vergleich der Systeme jeweils sehr ähnlich waren. Wie bereits im Ergebnisteil erwähnt, wiesen die Lava/ 3M Espe- Restorationen aber die geringsten Ausreißer- und Schwankungswerte um den Medianwert auf.

Durch das Lasersinterverfahren lässt sich zwar keine signifikante, aber doch eine tendenzielle Erhöhung der Bruchfestigkeit erzielen. Sowohl bei der adhäsiven Befestigung (1823 N) als auch bei der konventionellen Zementierung (1875 N) lagen die Bruchfestigkeitswerte von den lasergesinterten Kronen der Firma Bego über den Werten der Vergleichsgruppen mit den gegossenen Gerüstkäppchen (1471 N adhäsiv und 1222 N konventionell). Bei gleicher Gerüstlegierung und gleichem Vorgehen und Material bei der Verblendung wären Bruchfestigkeitswerte von geringerer Differenz erwartet worden. Offensichtlich kann durch das Lasersinterverfahren eine homogenere Metallstruktur geschaffen werden, die einen, wenn auch nicht signifikanten, aber doch verbesserten Haftverbund zwischen Metall und Verblendkeramik erzeugt. Eine weitere Möglichkeit für die verbesserten Festigkeitswerte kann in der Rauigkeit der Oberfläche gesehen werden, die beim Lasersintern entsteht. Auf diese Weise entsteht ein verbesserter mikromechanischer Verbund zwischen Metallgerüst und Keramik.

Insgesamt lagen alle untersuchten CAD- CAM- Systeme auch nach der Alterungssimulation über dem vor der Alterungssimulation geforderten Anfangsfestigkeitswert von 1000 N [58]. Durch die verschiedenen Befestigungsverfahren konnten keine signifikanten Unterschiede in

Hinblick auf die Bruchfestigkeit festgestellt werden. Beim direkten Vergleich der einzelnen Systeme konnten aber signifikante Unterschiede gezeigt werden. Die untersuchten Verfahren und Systeme entsprechen nach den Ergebnissen der Bruchfestigkeitsprüfung den Anforderungen für einen klinischen Einsatz.

5.2.4 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Randschlussqualität

Mit Hilfe von in- vitro- Simulationstests wurden in dieser Studie die Randschlussqualitäten CAD- CAM- gefertigter Molarenkronen der Systeme Bego/ Bego Medifactoring, Digizon/ Digident, Cercon/ DeguDent, Lava/ 3M Espe bei adhäsiver Befestigung mit Variolink II (Ivoclar- Vivadent, Schaan, FL) und konventioneller Zementierung mit dem Zinkoxidphosphatzement Harvard- Cement (Richter& Hoffmann HARVARD- Dental- GmbH, Berlin, D) untersucht.

Die Qualität der Zementfuge und die Qualität der Verbindung des Befestigungszements, sowohl mit der Zahnhartsubstanz, als auch mit dem Restaurationsmaterial, sind für die Funktionstüchtigkeit während des klinischen Einsatzes von feststehendem Zahnersatz von entscheidender Bedeutung; vor dem Einsatz am Patienten müssen diese Parameter deshalb durch in- vitro- Tests untersucht werden.

Das Kriterium Randqualität von zahnärztlichen Restaurationen wird in klinischen Studien mit Spiegel und Sonde anhand vorher definierter Untersuchungskriterien überprüft [330]. Aufgrund der subjektiven Komponente bei der Methode der qualitativen Messung ist ein Vergleich mit anderen Studien kaum möglich. Die quantitative Beurteilung der Randqualität ist objektiver und reproduzierbarer. Aber auch die Auswertung rasterelektronenmikroskopischer Bilder der Zementfuge unterliegt der subjektiven Einschätzung des jeweiligen Betrachters [331].

Die Replika zur Untersuchung der Randqualität wurden in dieser Studie mit dem Epoxidharz Araldit CW (Ciba SC AG, Basel, CH) gefertigt, was eine Darstellung der Restaurationsränder ohne Zerstörung der Probekörper ermöglicht. Diese Methode der Replikaherstellung ist anderen Herstellungsverfahren im Hinblick auf Qualität und Detailwiedergabe verglichen mit dem Original überlegen [332, 333]. Die Abformung der Probekörper und das Ausgießen der Abformungen stellen mögliche Fehlerquellen dar, die zu Dimensionsungenauigkeiten führen können. Auch das Besputtern der Probekörper mit einer dünnen Goldschicht und Verunreinigungen können geringfügige Ungenauigkeiten am Restaurationsrand der Prüfkörper

hervorrufen. Eine weitere Schwierigkeit stellt das Vermessen der gewölbten Randbereiche dar, die sich aus der senkrechten Positionierung des Elektronenstrahls ergibt [333]. Prinzipiell können die Replika auch unter dem Lichtmikroskop vermessen werden, was den Vorteil einer einfacheren Anwendung bei geringerem apparativen Aufwand hat. Im Vergleich zum Rasterelektronenmikroskop muss das geringere Auflösungsvermögen und die eingeschränkte Vergrößerungsmöglichkeit als Nachteil gewertet werden [331]. Die quantitative Analyse der Restaurationsränder ermöglicht bei 200-facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop Differenzen der Zementfuge von $> 4 \mu\text{m}$ nachzuweisen [334]. In dieser Studie wurde die Vermessung der Replika bei einer 100-fachen Vergrößerung durchgeführt.

Bei den meisten Prüfgruppen war der prozentuale Anteil an perfektem Rand sowohl an der Materialgrenze Befestigungszement/ Restaurationsmaterial, als auch Befestigungszement/ Zahnhartsubstanz an der gesamten Randlänge nach Kausimulation geringer als vor Kausimulation. Die Zunahme der Breite der Werteverteilung nach Kausimulation indiziert die stärkere Schwankung des Parameters perfekter Rand. Bei der Untersuchung des Übergangs Zement/ Krone bei den konventionell zementierten Kronensystemen Bego und Lava zeigte sich nach Kausimulation ein höherer prozentualer Wert an perfektem Rand was sich eventuell durch nicht exakt gleiche Untersuchungsbereiche bzw. durch Nichtauswertbarkeit gewisser Bereiche der Zementfuge erklären lässt. Die Streuung der 25% - Perzentile war bei den adhäsiv befestigten Restaurationen der Systeme Digizon und Lasergesintert am Übergang Zement/ Krone und am Übergang Zement/ Zahn bei den Kronenrändern der Systeme Lasergesintert und Lava nach TCML geringer, als vor TCML. Dies zeigte sich auch bei den konventionell zementierten Probekörpern der Systeme Lasergesintert und Lava sowohl am Übergang Zement/ Krone, als auch am Übergang Zement/ Zahn.

Einzelne Zähne oder Abschnitte wurden unterschiedlich stark durch die Kausimulation beeinflusst.

Die Befestigungseigenschaften von Variolink II sind für alle Grenzflächen bei allen untersuchten Kronensystemen als sehr gut zu bewerten. Die Medianwerte aller untersuchten Grenzflächen mit Ausnahme des Medianwertes, der am Übergang Zement/ Zahn beim Cerconsystem gemessen wurde (99,5%), lagen bei 100,0%. Voraussetzung für den zuverlässigen Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz ist eine fehlerfreie Konditionierung des Zahnschmelzes und des Dentins. Verfahrenstechnische Mängel hätten eine Verschlechterung des Haftverbundes und der Randqualität zur Folge. Der innige Verbund zwischen Komposit und Restauration ist durch die mikromechanische Retention (sowohl bei den

Metallkeramikronen als auch bei den Zirkoniumdioxid- basierten Kronen) und die Silanisierung (Metallkeramikronen) bedingt.

Ein Verlust an Adhäsion an den Grenzflächen wird durch hydrolytisch Einflüsse des Milieus, abrupte Temperaturwechsel, die Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskomposits und die zyklische Belastung hervorgerufen.

Die in dieser Studie ermittelten Werte bestätigen die bereits in anderen Untersuchungen gezeigte Qualität des Kompositzements Variolink II [335]. Im Gegensatz zu Ergebnissen, die für Lava- Brücken in Kombination mit Variolink II eine mäßige Randqualität (unter 70%) fanden [179], kann dies für Lava- Kronen nicht bestätigt werden (durchschnittlich 100%).

Bei der Analyse der Materialgrenzen Restauration/ Befestigungszement und Befestigungszement/ Zahnhartsubstanz der mit Harvard konventionell befestigten Kronen zeigten, wie bereits oben erwähnt, die Bego- und die Lavaprüfgruppe eine prozentuale Zunahme an perfektem Rand nach TCML. Bei zwei Prüfgruppen, VMK- und Digizonkronen, war ein deutlicher Abfall des Parameters „perfekter Rand“ zu verzeichnen. Bei der VMK- Gruppe war ein Abfall von 7%, bei der Digizon- Gruppe von knapp 13% zu erkennen. Die übrigen Untersuchungsgruppen lagen bei Werten für perfekten Rand zwischen 97% und 100% nach TCML. Da alle Werkstoffe und Probekörper nach den Vorgaben des Herstellers verarbeitet und nach dem gleichen Verfahren befestigt und künstlich gealtert wurden, ist eine Desintegration durch das wässrige Milieu oder das Fehlen eines chemischen Verbundes unwahrscheinlich. Ob auch Restaurationen anderer Systeme, deren Gerüstmaterial aus Zirkoniumdioxidrohlingen in der Weißbearbeitung gefertigt wurde (wie das Digizonsystem) ähnliche Werte für Randanalyse bei konventioneller Befestigung aufweisen, müssen weitere Studien klären.

Insgesamt zeigten sich sowohl für die adhäsive als auch für die konventionelle Befestigung sehr gut Ergebnisse im Hinblick auf die Randqualität. In wieweit diese so auf die klinische Situation übertragbar sind muss hinterfragt werden, da die Zementfugen zirkulär unter direkter Sicht versäubert werden konnten. Zusätzlich fand eine Ausarbeitung mit rotierenden Instrumenten und zunehmend feiner werdenden Gummipolierern statt, was sich in dieser Form klinisch nur bedingt umsetzen lässt. Bei optimaler Ausarbeitung der Zementfuge kann aber von einer guten Prognose für den Langzeiterfolg der Randqualität ausgegangen werden.

5.3 Klinische Schlussfolgerungen

Für den Erfolg einer festsitzenden prothetischen Versorgung im klinischen Einsatz sind die Festigkeit des verwendeten Werkstoffs und die Qualität der Zementfuge von entscheidender Bedeutung.

Die in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse lassen folgende klinischen Schlussfolgerungen für die CAD- CAM- Systeme Bego/ Bego Medifactoring, Digizon/ Digident, Cercon/ DeguDent, Lava/ 3M Espe zu:

Für den Einsatz am Patienten kann die adhäsive Befestigung, soweit geeignet, dem Material entsprechende Verhältnisse (optimale Trockenlegung) vorhanden sind, empfohlen werden. Wegen des geringeren Anteils an perfektem Rand ist die konventionelle Zementierung mit Harvard- Zement der Digizon- Versorgungen eingeschränkt zu empfehlen. Für die anderen untersuchten CAD- CAM- Systeme gilt diese Einschränkung nicht.

Im Hinblick auf die Bruchfestigkeit bringt die adhäsive Befestigung keinen Vorteil gegenüber der konventionellen. Alle Kronen liegen weit über der von Körper geforderten Grenze von 500 N [325]. Es kann also bestätigt werden, dass bei der Verwendung von Zirkoniumdioxid als Gerüstmaterial im Rahmen der vollkeramischen Versorgung keine adhäsive Befestigung zwingend notwendig ist. Eine zusätzliche Stabilisierung durch adhäsive Befestigung wie bei Glaskeramiken findet nicht statt.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden in- vitro- Studie wurden die Bruchfestigkeiten und das Randschlussverhalten von Einzelzahnkronen, die in verschiedenen CAD- CAM- Verfahren (Bego/ Bego Medifactoring, Digizon/ Digident, Cercon/ DeguDent, Lava/ 3M Espe) gefertigt wurden bei unterschiedlicher Zementierung (adhäsiv oder konventionell) verglichen. Als Vergleichsgruppe dienten herkömmlich gefertigte VMK- Kronen.

Als Untersuchungsgrundlage dienten 80 humane Molaren, die zur Aufnahme von Kronen präpariert wurden. Die 80 Zähne wurden zufällig in zehn Gruppen zu je acht Probekörpern aufgeteilt. Pro Fertigungssystem wurden zwei Serien zu je acht Kronen hergestellt. Die Restaurationen jedes Herstellungssystems wurden schließlich entweder mit dem Adhäsivsystem Variolink II oder Harvard- Cement zementiert.

Die Probekörper wurden einer thermomechanischen Wechselbelastung unterzogen. Dabei durchliefen die Keramikrestaurationen eine fünfjährige Alterungssimulation mit 6000 Temperaturwechselzyklen zwischen 5°C und 55°C und $1,2 \times 10^6$ okklusalen Druckbelastungen mit 50N.

Vor Beginn und nach Ende des thermomechanischen Belastungstests wurden Epoxidharzreplika der mittels Variolink II und Harvard zementierten Restaurationen zur Untersuchung des Randschlussverhaltens hergestellt, die im Rasterelektronenmikroskop untersucht wurden. Es erfolgte eine Unterscheidung zwischen den Übergängen Restauration/ Befestigungszement und Befestigungszement/ Zahnhartsubstanz.

Vor Kausimulation zeigten alle Kronen einen perfekten Randschluss von über 97%. Nach Ende der Kausimulation gab es mit Ausnahme der konventionell zementierten Vergleichsgruppe und der konventionell zementierten Digizongruppe nicht signifikante und nur selten signifikante Vorteile für die adhäsive Befestigung. Tendenziell war der prozentuale Anteil an perfektem Rand bei den adhäsiv befestigten Versorgungslösungen höher.

Bei den Bruchfestigkeitsuntersuchungen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der adhäsiven und der konventionellen Zementierung innerhalb der einzelnen Fertigungssysteme festgestellt werden. Die Bruchfestigkeitswerte zwischen den Systemen wiesen jedoch teilweise deutliche Unterschiede im Hinblick auf die Bruchfestigkeit auf.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die o. g. zahntechnischen Produkte für den klinischen Einsatz geeignet sind. Digizon- Kronen sollten aber, um Misserfolge zu vermeiden, adhäsiv befestigt werden. Für alle anderen ist sowohl die adhäsive, als auch die konventionelle Befestigung empfehlenswert.

7 Literaturverzeichnis

1. Gehre G: Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996).
2. Erpenstein H, Kerschbaum T: Frakturanfälligkeit von glas- und galvano-keramischen Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 668 (1995).
3. Heidemann D: PdZ- Band 4 Parodontologie: 4. Auflage Urban & Fischer Verlag, München (2005).
4. Wirtz J, Christ R: Korrosionserscheinungen an Schrauben und Stiften bei Zahnaufbauten- eine in- vitro Studie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 92, 408 (1982).
5. Wirtz J, Adler A, Schmidli F: Metallunverträglichkeit. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 73 (1989).
6. Strub J R: Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 47, 566 (1992).
7. Schäfer R, Kappert H F: Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 48, 625 (1993).
8. Körber K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1993).
9. Pröbster L: Vollkeramische Restaurationen. Der freie Zahnarzt Magazin, Ausgabe 7/8, 51 (2001).
10. Heidemann D: PdZ- Band 2: Kariologie und Füllungstherapie: 4. Auflage Urban & Schwarzenberg Verlag München (1998).
11. Möring G: Langzeiterfahrungen mit adhäsiv befestigten Keramikrestaurationen. Quintessenz 51 (9), 891 (2000).
12. Behr M, Rosentritt M, Handel G: Zemente in der Zahnmedizin. Quintessenz 54 (8), 829 (2003).
13. Hupfaut L, Nolden R: PdZ: Ästhetik in der Zahnheilkunde. Urban & Schwarzenberg Verlag, München (1995).
14. Kappert H F, Krah M: Keramiken- Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27, 668 (2001).
15. Sieber C: Illumination in den Frontzähnen. Quintessenz Zahntech 15, 913 (1989).
16. Suttor D, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K: LAVA® - das neue System von 3M Espe für vollkeramische ZrO₂- Kronen- und Brückengerüste. Quintessenz 52 (8), 805 (2001).
17. Völkl I: cercon®- das CAM- Vollkeramiksystem von DeguDent Dental. Quintessenz 52 (8), 811 (2001).

18. Becker J: CAC- Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 51, 511 (1996).
19. Pospiech P: Keramisch denken- keramisch rekonstruieren. In: Keramik- Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M Espe (2004).
20. www.keramverband.de
21. Seghi R R, Sorensen J A: Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 8, 239 (1995).
22. Kappert H F: Dental materials: new ceramic systems. Acad Dent Mat, Transactions 9: 180 (1996).
23. Baltzer A, Kaufmann- Jionian V: Die Belastbarkeit von VITA In- Ceram. Quintessenz Zahntech 29, 1318 (2003).
24. Kappert H F: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. www.zm-online.de.
25. Westwood A R C, Latanision R M: Environment- sensitive machining behaviour of non-metals (Rebinder effect in machining ceramics). Science of ceramic machining and surface finishing, NBS Spec Pub 348, 141 (1972).
26. Ritter J E, Laporte R P: Effect of test environments on stress- corrosion susceptibility of glass. J Am Ceram Soc 58, 265 (1975).
27. Tietz H D: Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung. VDI- Verlag, Düsseldorf (1994).
28. Finger W: Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996).
29. Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe. Carl Hanser Verlag, München (1993).
30. Kappert H F: Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub J R, Türp J C, Witkowsky S, Hürzeler M B, Kern M (Hrsg.): Curriculum Prothetik. Quintessenz Verlag, Berlin (2005).
31. Reutling N, Siebert G K: Keramische Werkstoffe- Entwicklungsstand und Bedeutung. Dent Lab 37, 67 (1989).
32. Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik- Band 3: Universalien der Werkstoffkunde. Quintessenz Verlag, Berlin (1989).
33. McLean J W, Hughes T H: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119, 251 (1965).

34. Marx R: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen- Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229 (1993).
35. Hahn R, Löst C: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 659 (1992).
36. Erpenstein H, Borchard R, Kerschbaum T: Long- term clinical results of gal- vanoceramic and glass- ceramic individual crowns. J Prosthet Dent 83, 530 (2000).
37. Malament K A, Socransky S S: Survival of Dicor glass- ceramic dental restora- tions over 14 years. Part I: Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender and age. J Prosthet Dent 81, 23 (1999).
38. Malament K A, Socransky S S: Survival of Dicor glass- ceramic dental restora- tions over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent 81,662 (1999)
39. Stark H: Dicor- Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 55,726 (2000).
40. Giordano R, 2nd: A comparison of all- ceramic restorative systems: Part I. Gen Dent 47, 566 (1999).
41. Kern M, Pröbstler L: Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. Dental Praxis 14, 269 (2002).
42. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia- based three- unit fixed partial den- tures: a laboratory study. Int J Prosthodont 14, 231 (2001).
43. Türp J C: Sind Vollkeramikbrücken praxisreif? Dtsch Zahnärztl Z 56, 136 (2001).
44. Zimmer D, Gerds T, Strub J R: Survival rate of IPS- Empress 2 all- ceramic crowns and bridges: three year's results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 114, 115 (2004).
45. Rheinberger V: Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdi- silicat- Glaskeramik. ZWR 108, 214 (1999).
46. Höland W: Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress und Empress 2. Quintessenz Zahntech 26 723 (2000).
47. Pröbster L: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 56, 575 (2001).
48. Bindl A, Mörmann W H: An up to 5 year clinical evaluation of posterior In- Ce- ram CAD/ CAM core crowns. Int J Prosthodont 15, 451 (2002).

49. Pröbster L: Klinische Langzeiterfahrungen mit Vollkeramikronen aus In- Ceram. Quintessenz 48, 1639 (1997).
50. Kappert H F, Knode H, Manzotti L: Metallfreie Brücken für den Seitenzahn-
bereich. Dent Lab 38, 177 (1990).
51. Sorensen J A, Kang S K, Torres T J, Knode, H: In- Ceram fixed partial dentures:
Three year clinical trials. J Cal Dent Assoc 26, 207 (1998).
52. Schmidt A, Michael W, Böning K: CAD/ CAM/ CIM- Systeme in der restaura-
tiven Zahnmedizin. Quintessenz 49, 1111 (1998).
53. Munz D, Fett T: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Ver-
lag. Berlin- Heidelberg 1989.
54. Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V: Strength, fracture toughness and
microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part I. Pressable and alu-
mina glassinfiltrated ceramics. Dent Mater 20, 441 (2004).
55. Guazzato M, Albakry M, Ringer S P, Swain M V: Strength, fracture toughness and
microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part II. Zirconia- based den-
tal ceramics. Dent Mater 20, 449 (2004).
56. Quinn J B, Sundar V, Lloyd I K: Influence of microstructure and chemistry on the
fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater 19, 603 (2003).
57. Maier H R: Leitfaden der technischen Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik.
Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 2. Auflage
Aachen (1991).
58. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R: Seitenzahnbrücken aus hoch-
fester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 545 (1999).
59. Cramer von Clausbruch S: Zirkon und Zirkonium. Dent Lab 51, 1137 (2003).
60. Nielsen R: Zirconium and zirconium compounds. In: Gerhartz, W. (Hrsg.): Ull-
mann`s Encyclopaedia of Industrial Chemistry. Wiley- VCH, Weinheim, New
York (1996).
61. Cutler R A, Reynolds J R, Jones A: Sintering and characterization of polycrystal-
line monoclinic, tetragonal and cubic zirconia. J Am Ceram Soc 75, 2173 (1992).
62. Marder J M, Mitchell T E, Heuer A H: Precipitation from cubic ZrO₂ solid solu-
tions. Acta Metall 31, 387 (1983).
63. Duh J G, Dai H T, Hsu W Y: Synthesis and sintering behaviour in CeO₂- ZrO₂ ce-
ramics. J Mater Sci 23, 2786 (1992).

64. Duh J G, Wan J U: Developments in highly toughened CeO₂- Y₂O₃-ZrO₂ Ceramic system. *J Mater Sci* 27, 6197 (1992).
65. Porter D L, Heuer A H: Microstructural development in MgO- partially stabilized zirconia (Mg- PSZ). *J Am Ceram Soc* 62, 298 (1979).
66. Coyle T W, Coblenz WS, Bender B A: Transformation toughening in large- grain-size CeO₂- doped ZrO₂ polycrystals. *J Am Ceram Soc* 71, C88 (1988).
67. Scott H G: Phase relationships in zirconia- yttria system. *J Mater Sci* 10, 1527 (1975).
68. Garvie R S, Hannink R H J, Pascoe R T: Ceramic steel? *Nature* 259, 703 (1975).
69. Rieger W: Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. *IDR Industrie Diamanten Rundschau- Biokeramik* 2, 116 (1993).
70. Guazzato M, Albakry M, Swain M V, Ironside J: Mechanical properties of In- Ceram Alumina and In- Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 15, 339 (2002).
71. Hannink R H J, Kelly P M, Muddle B C: Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 83, 461 (2000).
72. Rieth P H, Reed J S, Naumann A W: Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 55, 717 (1976).
73. Gupta T K, Bechtold J H, Kuznicki RC, Cadoff L H, Rossing B R: Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 12, 2421 (1977).
74. Theunissen G S A M, Bouma J S, Winnbuat A J A, Burggraaf A J: Mechanical properties of ultra- fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 27, 4429 (1992).
75. Suresh A, Mayo M J, Porter W D, Rawn C J: Crystallite and Grain- Size- Depend- ent Phase Transformations in Yttrium- Doped Zirconia. *J Am Ceram Soc* 86, 360 (2003).
76. Weber W, Rieger W, Clausen J, Schmotzer M: Zirconia- alumina: an alternative bearing for hip arthroplasty. *Key Engineering Materials* 192-195, 533 (2001).
77. Li J F, Watanabe R: Influence of a small amount of Al₂O₃ addition on the transformation of Y₂O₃- partially stabilized ZrO₂ during annealing. *J Mater Sci*, 1149 (1997).
78. Stevens R: Engineering properties of zirconia. *Engineered materials handbook: ceramics and glasses*. ASM International, Materials Park, Ohio (1991).
79. Heuer A H, Lange F F, Swain M V, Evans A G: Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc* 69, i -iv (1986).

80. Matsui M, Soma T, Oda I: Stress- induced transformation and plastic deformation for Y₂O₃- containing tetragonal zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc 69, 198 (1986).
81. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G, Cales B: Crack propagation behaviour of Y-TZP ceramics. J Am Ceram Soc 78, 1889 (1995).
82. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H: Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. Dental- Praxis 18, 293 (2001).
83. Anusavice K J: Dental Ceramics. In: Anusavice, K. J. (Hrsg.): Phillips`Science of Dental Materials. Sounders, St. Louis, pp. 655 (2003).
84. Luthardt R G, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak J P, Lenz E: Kronen aus Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280 (1998).
85. Gehre G, Häßler C, Ulbricht J: Dentalkeramische Massen und metallkeramischer Verbund unter besonderer Berücksichtigung der Materialkombination Gisadent NCA/ VITA VMK 68. Dtsch Stomatol 34, 730 (1984).
86. Stephan M: Beschichtungsverhalten von Verblendmaterialien auf Dentalkeramiken. Diplomarbeit. Geowiss. Fak., Universität Tübingen (1996).
87. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler L J: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 28, 48 (2002).
88. White S N, Caputo A A, Vidjak F M, Seghi R R: Moduli of rupture of layered dental ceramics. Dent Mater 10, 52 (1994).
89. Schmid M, Fischer J, Hoffmann C, Strub J R: Chemische und thermische Kompatibilität vollkeramischer Verbundsysteme. Dtsch Zahnärztl Z 45, 505 (1990).
90. Claus H: Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dent Lab 23, 1743 (1980).
91. Kappert H F: Bruchfestigkeit und Frakturverhalten von DCS- gefrästen Frontzahnkronen nach Verblendung mit Vitadur D und Triceram. ZWR- Das Deutsche Zahnärzteblatt 110, 134 (2001).
92. Marx H: Die metall- keramische Verbundfestigkeitsprüfung – Ein besonderes werkstoffkundliches Problem. ZWR 95 1024 (1986).
93. DIN EN ISO 9693 (2000): Dentale restaurative Metallkeramiksysteme.
94. Schwickerath H: Prüfung der Verbundfestigkeit Metall- Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 38, 21 (1983).
95. Marx H: Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall- Kunststoff- Verbundes. Dtsch Zahnärztl Z 43, 1024 (1988).

96. Schmitz K, Schulmeyer H: Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metall-keramischer Verbundsysteme. Dent Lab 23,1416 (1975).
97. DIN EN ISO 11405 (2003): Zahnärztliche Werkstoffe- Prüfung der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz.
98. Watanabe I, Nakabayashi N: Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. J Dent 22, 67 (1994).
99. Al- Dohan H M, Yaman P, Dennison J B, Razzoog M E, Lang B R: Shear strength of core- veneer interface in bi- layered ceramics. J Prosthet Dent 91, 349 (2004).
100. Dünder M, Özcan M, Comlekoglu E, Güngör M A, Artunc C: Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. Int J Prosthodont 18, 71 (2005).
101. Shiau J Y, Rasmussen S T, Phelps A E, Enlow D H, Wolf G R: Analysis of the “shear” bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. J Dent Res 72, 1291 (1993).
102. Della Bona A, van Noort R: Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res 74, 1591 (1995).
103. Hattemer A, Kübel K: Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche Werkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 5, 1031 (1950).
104. Aboushelib M N, De Jager N, Kleverlaan C J, Feilzer A J: Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations. Dent Mater 21, 984 (2005).
105. Aboushelib M N, Kleverlaan C J, Feilzer A J: Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. Dent Mater 21, 984 (2005).
106. El Zohairy A A, De Gee A J, De Jager N, van Ruijven L J, Feilzer A J: The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. J Dent Res 83, 420 (2004).
107. Meira J B, Souza R M, Diemeier L, Ballester R Y: Stress concentration in microtensile tests using uniform material. J Adhes Dent 6, 267 (2004).
108. Voss R: Festigkeit metallkeramischer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 24, 726 (1969).
109. Hahn R, Wolf M: Fraktographische Bruchflächenanalyse laminierter vollkeramischer Frontzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 316 (1994).

110. Kelly J R, Tresk J A, Sorensen J A: Clinical failure of In- Ceram FDP's: Fractography, stress and probability of failure analysis. *J Dent Res* 73, 191 (Abstract 718) (1994).
111. Kelly J R, Tresk J A, Sorensen J A: Failure of all- ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modelling. *J Dent Res* 74,1253 (1995).
112. Thompson J Y, Anusavice K J, Naman A, Morris H F: Fracture surface characterisation of clinically failed all- ceramic crowns. *J Dent Res* 73, 1824 (1994).
113. Pallis K, Griggs J A, Woody R D, Guillen G E, Miller A W: Fracture resistance of three all- ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 91, 561 (2004).
114. Lawn B R, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack M A, Lloyd I K, Rekow E D, Thompson V P: Materials design in the performance of all- ceramic crowns. *Bio-materials* 25, 2885 (2004).
115. Kelly J R, Campbell S D, Bowen H K: Fracture- surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 62, 536 (1989).
116. Lawn B R, Deng Y, Lloyd I K, Janal M N, Rekow E D, Thompson V P: Materials design of ceramic- based layer structures for crowns. *J Dent Res* 81, 433 (2002).
117. Kelly J R, Giordano R, Prober R, Cima M J: Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3, 430 (1990).
118. Jung Y G, Peterson I M, Kim D K, Lawn B R: Lifetime- limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 79, 722 (2000).
119. Lawn B R, Deng Y, Thompson V P: Use of contact testing in the characterisation and design of all- ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 86, 495 (2001).
120. Deng Y, Miranda P, Pajares A, Guiberteau F, Lawn B R: Fracture of ceramic/ ceramic/ polymer trilayers for biomechanical applications. *J Biomed Mater Res A* 67: 828 (2003).
121. Sundh A, Sjogren G: A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31, 682 (2004).
122. Vult von Steyern P: All- ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminium oxide- and zirconium dioxide- based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl*, 1-69 (2005).

123. Kim J W, Bhowmick S, Hermann I, Lawn B R: Transverse fracture of brittle bi-layers: Relevance to failure of all- ceramic dental crowns. *J Biomed Mater ResB Appl Biomater* (2006).
124. Schwarz S, Schwickerath H: Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 1152 (1988).
125. Duret F, Blouin J L, Duret B: CAD- CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 117, 715 (1988).
126. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H: Status of current CAD/ CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7, 25 (2004).
127. Geis- Gerstorfer J: Nichtedelmetalllegierungen. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996).
128. Mörmann W H, Brandestini M: Cerec- System: computerisierte Inlays, Onlays und Schalen. *Zahnärztl Mitt* 77, 2400 (1987).
129. Morena R, Beaudreau G M, Lockwood P E, Evans A L, Fairhurst C W: Fatigue of dental ceramics in a simulated environment. *J Dent Res* 65, 993 (1986).
130. Morena R, Lockwood P E, Fairhurst C W: Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 2, 58 (1986).
131. Stevens R, Hennike D: ZrO₂- Keramik. In: Kriegsmann J (Hrsg.): *Technische Keramische Werkstoffe*. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101 (1992).
132. Kelly J R, Nishimura I, Campbell S D: Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75, 18 (1996).
133. Hauptmann H, Suttor D, Frank S, Höscheler H: Material properties of ceramic zirconia prostheses. *J Den Res* 79, 507 (Abstract 2910) (2000).
134. Luthardt R G, Rudolph H: Der richtige Werkstoff. *ZWP* 4, 12 (2001).
135. Mehl A: Von den Anfängen bis heute. *ZWP* 4, 10 (2001).
136. Willer J: Neues CAD/ CAM- System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz. *ZWR* 107, 180 (1998).
137. Witkowski S: Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor. *Quintessenz Zahntech* 28, 374 (2002).
138. Becker J: CAC- Ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 511 (1996).
139. Mehl A: Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. *ZWP* 4, 6 (2001).

140. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R G: CAD/ CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik. Dtsch Zahnärztl Z 58, 559 (2003).
141. Bollen U: CAD/ CAM contra Gießen. Quintessenz Zahntech 28, 114 (2002).
142. Gojowy T: Wie arbeitet ein CAD/ CAM- Fräszentrum? Quintessenz Zahntech 28, 648 (2002).
143. Liu P R: A panorama of dental CAD/ CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent 26, 507 (2005).
144. Kohorst P, Stiesch- Scholz M: Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin. Dentalzeitung 7 12 (2006).
145. Christel P, Meunier A, Heller M, Peille C N: Mechanical properties and short-term in- vivo evaluation of yttrium- oxide- partially- stabilized zirconia. J Biomed Mat Res 23, 45 (1989).
146. Rieger W: Ceramics in Orthopaedics- 30 years of evaluation and experience. In: Rieker C, Oberholzer S, Wyss U (Hrsg.): World Tribology Forum in Arthroplasty. Hans Huber, Bern pp.3-13 (2001).
147. Witkowski S: (CAD)/ CAM in Dental Technology. Quintessence Dental Technology- Yearbook 2005. Chicago, USA: Quintessence; pp. 169-184 (2005).
148. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L J: Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM- Verfahren. Int J Comput Dent 4, 89 (2001).
149. Luthardt R, Musil R: CAD/ CAM- gefertigte Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52, 380 (1997).
150. Pfeiffer W, Hollstein T: Characterisation and assessment of machined ceramic surfaces. Interceram 46, 98 (1997).
151. Tuan W H, Kuo J C: Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. J Eur Ceram Soc 18, 799 (1998).
152. Luthardt R G, Sandkuhl O, Reitz B: Zirconia- TZP and alumina- advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 7, 113 (1999).
153. Luthardt R G, Holzhüter M S, Sandkuhl O, Herold V, Walter M: Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia- TZP- Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen. Dtsch Zahnärztl. Z 55, 785 (2000).

154. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L: The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y- TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15, 426 (1999).
155. Oblak C, Jevnikar P, Kosmač T, Funduk N, Marion L: Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 91,342 (2004).
156. May K B, Russel M M, Razzoog M E, Lang B R: Precision of fit: the Procera All-Ceram crown. *J Prosthet Dent* 80, 394 (1998).
157. Hertlein G, Hischeler S, Frank S, Suttor D: Marginal fit of CAD/ CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses. *J Dent Res* 80, Abstract 49 (2001).
158. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K J: Marginal fit of alumina- and zirconia- based fixed partial dentures produced by a CAD/ CAM system. *Oper Dent* 26, 367 (2001).
159. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub J R: Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four- unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 63, 361 (2005).
160. Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 484 (1999).
161. Fischer H, Yildirim M, Schmitz F, Marx R: Festigkeitsminderung von Zirkonoxid- Abutments infolge der Bearbeitung? *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 443 (1999).
162. Blatz M B, Sadan A, Kern M: Resin- ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89, 268 (2003).
163. Liao T W, Li K, Breder K: Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech* 70, 198 (1997).
164. Tinschert J, Marx R: Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden. *Stomatologie* 97, 7 (1997).
165. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L: Strength and reliability of surface treated Y- TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 53, 304 (2000).
166. Luthardt R G, Holzhüter M S, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J D, Kuhlisch E, Walter M: Reliability and properties of ground Y- TZP zirconia ceramics. *J Dent Res* 81, 487 (2002).
167. Luthardt R G, Holzhüter M S, Rudolph H, Herold V, Walter M: CAD/ CAM- machining effects on Y- TZP zirconia. *Dent Mater* 20, 655 (2004).
168. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain M V: Influence of surface heat treatments on the flexural strength of Y- TZP dental ceramic. *J Dent* 33, 9 (2005).

169. Deng Y, Lawn B R, Lloyd I K: Characterisation of damage modes in dental ceramic bilayer structures. *J Biomed Mater Res* 63, 137 (2002).
170. Vita Zahnfabrik: Veneering Material VM9 für vollkeramische Gerüstmaterialien. *Verarbeitungsanleitung*. (2004).
171. Sundh A, Molin M, Sjogren G: Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all- ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21, 476 (2005).
172. Molin M K, Karlson S L, Kristiansen M S: Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/ resin joint composite joint. *Dent Mater* 12, 245 (1996).
173. Olio G, Evje D: Film thickness of dental luting cements. *Dent Mater* 2, 85 (1986).
174. Rinke S, Behi F, Hüls A: Fitting accuracy of all- ceramic posterior crowns produced with three different systems. *J Dent Res* 80, 651 (# 997) (2001).
175. Sturdevant J R, Bayne S C, Heymann H O: Margin gap size of ceramic inlays using second- generation CAD/ CAM equipment. *J Esthet Dent* 11, 206 (1999).
176. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P: Clinical fit of all- ceramics three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/ CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113, 174 (2005).
177. Spiekermann H: The marginal fit of crowns and bridges. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 1015 (1986).
178. Mc Lean J A, von Fraunhofer J A: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131, 107 (1971).
179. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Marginal integrity of CAD/ CAM fixed partial dentures. *Eur J Dent* 1, 25 (2007).
180. De Long R, Douglas W H: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restorations: bi- axial force and movement control. *J Dent Res* 62, 32 (1983).
181. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer- controlled mastication simulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953 (1990).
182. Brewer A A: Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine. *J Prosthet Dent* 13, 49 (1963).
183. Anderson P, J: Measurement of stress in mastication I. *J Dent Res* 35, 664 (1956).

184. Bates J F, Stafford G D, Harrison A: Masticatory function- A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 2, 349 (1976).
185. Jent T, Karlsson S, Hedegard G: Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 42, 669 (1979).
186. Ferrario V F, Sforza C, Canotti G, Tartaglia G M: Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 32, 451 (2004).
187. Schindler H J, Stengel E, Spiess W E: Feedback control during mastication of solid food textures- a clinical- experimental study. *J Prosthet Dent* 80, 330 (1998).
188. Sakaguchi R L, Douglas W H, De Long R, Pintado M R: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2, 235 (1986).
189. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all- ceramic fixed- partial dentures. *Dent Mater* 22, 176 (2006).
190. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R: Tetragonal- to monoclinic phase transformation in CeO₂- stabilized zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc* 21, 2229 (2001).
191. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G: Subcritical crack propagation in 3 Y- TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 82, 3129 (1999).
192. Wiederhorn S M: Moisture assisted crack growth in ceramics. *Int J Fracture Mech* 4, 171 (1968).
193. Lange F F, Dunlop G L, Davis B I: Degradation during aging of transformation-toughened ZrO₂- Y₂O₃ materials at 250 °C. *J Am Ceram Soc* 69, 237 (1986).
194. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S: Role of H₂O on the degradation process of Y- TZP. *J Mater Sic Lett* 6, 465 (1987).
195. Guo X: Property degradation of tetragonal zirconia induced by low- temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater* 16, 3988 (2004).
196. Mange P, Kwon K R, Besler C, Hodges J S, Douglas W H: Crack propensity of porcelain laminate veneers- a simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent* 81, 327 (1999).
197. Palmer D S, Barco M T, Billy E J: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67, 325 (1992).

198. Spierings T A M, Peters M C, Bosmann F, Plasschaert A J: Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 66, 1336 (1987).
199. Pfeiffer P, Marx R: Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. *Schweiz Monatsscher Zahnmed* 99, 782 (1989).
200. Rupp N W, Venz S, Cobb N: Sealing the gingival margin of composite restorations. *J Dent Res* 62 (Spec Iss), 254 (Abstract 765) (1983).
201. Hohmann W: Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel. *Dtsch Zahnärztl Z* 38, 1035 (1983).
202. Coca I, Schwickerath H: Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 42, 338 (1987).
203. Brown W S, Jacobs H R, Thompson R E: Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 51, 461 (1972).
204. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban& Fischer Verlag München Jena (2003).
205. Janda R: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band I: Grundlagen und Verarbeitung. 6. Aufl. Hüthig Verlag Heidelberg (1996).
206. Bayne S C, Thompson J Y, Taylor D F: Dental Materials. In: Robertson T M, Heymann H O, Edward J S (Hrsg.): Surdevant`s art and science of operative dentistry. 4. Ausg., Mosby Verlag (2002).
207. Kim K- H, Okuno O: Microfracture behaviour of resins containing irregular shaped fillers. *J Oral Rehabil* 29, 1153 (2002).
208. Craig R G: Chemistry, Composition, and properties of composite resins. *Dent Clin N Am* 25, 219 (1981).
209. Darvell B W: Materials science for dentistry. 7. Ausg., B W Darvell (2002).
210. Ikejima I, Nomoto R, McCabe J F: Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 19, 206 (2003).
211. Derant T: Stress analysis of cemented or resin bonded loaded porcelain inlays. *Dent Mater* 7, 21 (1991).
212. Götsch T, Krejci I, Lutz F, Reich T: Deformation of walls induced by different restorative techniques. *J Dent Res* 68, 342 (1989).

213. Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A: Höckerstabilisierung durch Adhäsiv-inlays in MOD- Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 45, 660 (1990).
214. Morin D L, De Long R, Douglas W H: Biophysical stress analysis of restored teeth: Experimental strain measurement. Dent Mater 4, 41 (1988).
215. Roulet J F, Herder S: Keramik als Füllmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt. 79, 908 (1989).
216. Stangel I, Nathanson D, Hsu C S: Shear strength of bond to etched porcelain. J Dent Res 66, 1460 (1978).
217. Theis K W: Glaskeramik- Ein neues Restaurationsmaterial. Phillip J. 4 38 (1987).
218. Brännström M, Nordenvall K J: Bacterial penetration, pulpal reaction and inner surface of consise enamel bond- composite fillings in etched and unetched cavities. J Dent Res 57, 3 (1978).
219. Lambrechts P, Inokoshi S, van Meerbeek B, Willems G, Braem M, Vanherle G: Classification and potential of composite luting materials. In: International symposium on Computer Restorations. The state of the Art of Cerec Method. Proceedings. Mörmann, W. H. (Hrsg.). Quintessenz Berlin 61 (1991).
220. Kullmann W: Sorptions- und Lösungsvorgänge bei selbst- und lichthärtenden Komposit- Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 45, 286 (1990).
221. Dijkman G E H M, Arends J: Secondary Caries in situ around Fluoride- Releasing Light- Curing Composites: A Qualitative Model Investigation on four Materials with a Fluoride Content between 0 and 26 vol.%. Caries Res 26, 351 (1992).
222. Ögaard B, Rezk- Lega F, Ruben J, Arends J: Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 101, 303 (1992).
223. Noack M J: The radioopacity of tooth- coloured inlay materials and luting composites. J Dent Res 72, 178 Abstr. Nr. 598 (1993).
224. Ivoclar- Vivadent (1997).
225. Viohl J: Zemente. In Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. 2. 5. Aufl. Hüthig, Heidelberg (1985).
226. Charlton D C, Moore B K, Swartz M L: Direct surface pH determination of setting cements. Oper Dent 16, 231 (1991).
227. White S N, Yu Z: Compressive and diametrical tensile strength of current adhesive luting agents. J Prosthet Dent 69, 568 (1993).

228. White S N, Furuchi R, Kyomen S M: Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod* 21, 9 (1995).
229. Wilson A D, Prosser H J, Powis D M: Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *J Dent Res* 62, 590 (1983).
230. Dennison J B, Craig R G: Preventive materials. In: Craig R G, Powers J M (eds): *Restorative Dental Materials*. 11. ed. Mosby, St. Louis 2002, pp 199-216.
231. Mount G J: *An Atlas of Glass- Ionomere Cements: A Clinician's Guide*. Martin Dunitz, London 1990, p 28.
232. Sidhu S K, Watson T F: Resin- modified glass- ionomere materials. Part I: properties. *Dent Update* 22, 429 (1995).
233. Wilson A D: Resin- modified glass- ionomere cements. *Int J Prosthodont* 3, 425 (1990).
234. Wilson A D, Crisp S, Lewis B G, McLean J W: Experimental luting agents based on glass- ionomere cements. *Br Dent J* 142, 117 (1977).
235. Technical data sheet: Expertise Rely X Unicem. 3M Espe AG, Seefeld 2002.
236. Behr M, Leibrock A, Stich W, Rammelsberg P, Rosentritt M, Handel G: Adhesive- fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an ongoing prospective study begun in 1985. *Clin Oral Investig* 2, 31 (1998).
237. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73, 1690 (1994).
238. Yoshida Y, van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellmanns L, Lambrechts P, Vanherle G: Evidence of chemical bonding at biomaterial- hard tissue interfaces. *J Dent Res* 79, 709 (2003).
239. Silverstone L M, Hicks M M, Featherstone M J: Oral fluid contamination of etched enamel surfaces. A SEM study. *J Am Dent Assoc* 111, 329 (1985).
240. Perdigão J, Swift E J Jr: Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. In: Robertson T M, Heymann H O, Edward J S (Hrsg.): *Surdevant's Art and science of operative dentistry*. 4. Ausg. Mosby (2002).
241. Barkmeier W W, Gwinnett A J, Shaffer S E: Effects of enamel etching on bond strength and morphology. *J Clin Orthodont* 19, 36 (1985).
242. Bayne S C, Fleming J E, Faison S: SEM- EDS analysis of macro and micro resin tag of laminates. *J Dent Res* 61 A (abstract 1128): 304 (1982).

243. Buonocore M G: Nature of adhesion. In: Garner A F (Hrsg.): Buonocore M G: The use of adhesives in dentistry. Charles C Thomas (1975).
244. Gwinnett A J, Garcia- Godoy F: Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary enamel. *Am J Dent* 5, 237 (1992).
245. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current stages and future Challenges. *Oper Dent* 28, 215 (2003).
246. Shinci M J, Soma K, Nakabayashi N: The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of photo- cured resin to acid- etched enamel. *Dent Mater* 16, 324 (2000).
247. Silverstone L M: Fissure sealants: laboratory studies. *Caries Res* 8, 2 (1974).
248. Silverstone L M, Saxton C A, Dogan I. L, Fejerskov O: Variation in pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 9, 373 (1975).
249. Satoshi I, van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G: Adhesion mechanisms of self- etching adhesives. In: Tagami J, Toledano M, Prati C (eds): *Advanced Adhesive Dentistry. 3 rd International Kuraray Symposium, Granada, Spain 1999. Kuraray Co. Ltd., Osaka 2000*, pp 131-148.
250. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E: The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mat Res* 16, 265 (1982).
251. Tay F R, Gwinnett J A, Wei S H: Micromorphological spectrum from overdrying of overwetting acid- conditioned dentin in water- free, acetone- based single bottle primer/ adhesives. *Dent Mater* 12, 236 (1996).
252. Tay F R, Gwinnett J A, Wei S H: The overwet phenomenon in two- component acetone- based primers containing aryl amine and carboxyl acid monomers. *Dent Mater* 13, 118 (1997).
253. Kern M, Thompson V: Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 73, 240 (1995).
254. Ludwig K: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS- Empress- Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten. *Quintessenz Zahntech* 20, 247 (1994).
255. Claus H: Vita In- Ceram: Ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntech* 16, 35 (1980).

256. Kern M, Fechtig T: Influence of waterstorage and thermal cycling on the fracture strength of all- porcelain, resin- bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 71, 251 (1994).
257. Müller G: Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. Dtsch Zahnärztl Z 43, 438 (1988).
258. Belser U C, Marinello C P: Die perforierte gegossene Adhäsivbrücke - Ergebnisse einer Langzeituntersuchung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 95, 560 (1985).
259. Kerschbaum T, Pfeiffer P, Marinello C P, Heinenberg B, Hinz R, Peters S, Reppel P H, Behneke N: Erfahrungen mit Klebebrücken. Eine multizentrische Beobachtungsstudie. Dtsch Zahnärztl Z 43, 321 (1988).
260. Marx R: Auswahl der Werkstoffe. In: Kerschbaum T (Hrsg.): Adhäsivprothetik. Brücken – Attachements – Schienen – Veneers. Urban& Schwarzenberg, München (1995).
261. Livaditis G J, Thompson V P: Etched castings: an improved retentive mechanism for resin- bonded retainers. J Prosthet Dent 47,52 (1982).
262. Musil R, Tiller H J: Die molekulare Kopplung der Kunststoffverbindung an die Legierungsoberfläche. Dent Labor 32, 1155 (1984).
263. Guggenberger R: Das Rocatec- System – Haftung durch tribochemische Beschichtung. Dtsch Zahnärztl Z 44, 874 (1989).
264. Leibrock A, Reinthaler M, Rosentritt M, Behr M, Handel G: In- vitro Studie zur Verbundfestigkeit der Verblendsysteme Tragis/ Tragis Link und Visio- Gem/ Rocatec. Dtsch Zahnärztl Z 53 286 (1998).
265. Jakob E, Marx R: Silanisierung der Klebeflügel. Zahnärztl Prax 39, 124 (1988).
266. Meiners H, Herrmann R, Spitzbarth S: Zur Verbundfestigkeit des Rocatec- Systems. Dent Lab 38, 185 (1990).
267. Völlm L: Rocatec – Ein neues Verbundsystem für die Kunststoffverblendtechnik. Dent Lab 37, 527 (1989).
268. Ludwig K: Metall- Kunststoff- Verbundsysteme. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg (1996).
269. Scharnagl P, Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Handel G: Simulation of physiological tooth mobility in- vitro stress examination of dental restorations in the masticator. J Dent Res 77, 1260 (1998).

270. Krejci I, Lutz F: In- vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in- vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445 (1990).
271. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Behr M, Scharnagl P, Handel G: Apparatur zur Simulation des Kauorgans (Regensburger Kausimulator). Materialprüfung 39, 77 (1997).
272. Hölsch W, Kappert H F: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47, 621 (1992).
273. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G: Experimental design of FPD made of all- ceramics and fibre- reinforced composite. Dent Mater 16, 159 (2000).
274. Federlin M: In vitro Untersuchungen zur marginalen Adaptation von Cerec Inlays in Abhängigkeit von der Breite der Befestigungsfuge und dem Befestigungskomposit. Med Diss Regensburg (1992).
275. SPSS für Windows. Vieweg Verlag, Braunschweig, D (1994).
276. Kelly J R: Clinically relevant approach to failure testing of all- ceramic restorations. J Prosthet Dent 81, 652 (1999).
277. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub J R: Fracture strength of all- ceramic lithium disilicate and porcelain- fused- to- metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J Prosthodont Restor Dent 10, 15 (2002).
278. Behr M, Mangelkramer M, Handel G: The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all- ceramic and fibre- reinforced crowns. Int J Prosthodont 16, 538 (2003).
279. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermannn H, Marx R: Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55, 610 (2000).
280. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L J, Hammerle C H: Strength and reliability of four- unit all- ceram posterior bridges. Dent Mater 21, 930 (2005).
281. Schneemann P, Borchers L, Stiesch- Scholz M: Belastbarkeit 4- gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. ZWR 114, 28 (2005).
282. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley D H: Tensile properties of mineralized and demineralised human and bovine dentine. J Dent Res 73, 1205 (1994).
283. Poolthong S, Mori T, Swain M V: Determination of elastic modules of dentin by small spherical diamond indenters. Dent Mater J 20, 227 (2001).

284. Sjögren G, Bergmann M: Relationship between compressive strength and cervical shaping of the all- ceramic Cerestore crown. *Swed Dent J* 11, 147 (1987).
285. Sorensen J A, Torres T J, Kang S K, Avela S P: Marginal fidelity of ceramic crowns with different margin designs. *J dent Res* 69, 279 (1990).
286. Raigrodski A J: Contemporary materials and technologies for all- ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92, 557 (2004).
287. Moldovan O, Rudolph H, Quaas S, Bornemann G, Luthardt R G: Interne und externe Passgenauigkeit CAM- gefertigter Zirkoniumdioxidbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 61, 38 (2006).
288. Curtis A R, Wright A J, Fleming G J: The influence of surface modification techniques on the performance of a Y- TZP dental ceramic. *J Dent* 34, 195 (2006).
289. Rinke S: Klinischer Leitfaden – Cercon smart ceramics – das CAM- gestützte Vollkeramiksystem. DeguDent, Hanau (2003).
290. Zhang Y, Lawn B R, Rekow E D, Thompson V P: Effect of sandblasting on the long- term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 71B, 381 (2004).
291. Sundh A, Sjögren G: Fracture resistance of all- ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 22, 778 (2006).
292. Beuer F, Kerler T, Erdelt K-J, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W: Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 59, 527 (2004).
293. Fleming G J P, Dickens M, Thomas L J, Harris J J: The in vitro failure of all- ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures using bilayered ceramic specimens: The influence of core to dentin thickness ratio. *Dent Mater* 22, 771 (2006).
294. Richter E- J: Die Bedeutung der Versuchsbedingungen im wissenschaftlichen Experiment, dargestellt am Beispiel der Zahnbeweglichkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 40, 404 (1985).
295. Parfitt G J: Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res* 39, 608 (1960).
296. Heners M: Elektronische Untersuchung zur Reproduzierbarkeit des okklusalen Traumas. *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 433 (1977).
297. Lindhe J, Karring T, Lang N P: Klinische Parodontologie und Implantologie. Quintessenz Verlag, Berlin (1999).

298. Pauli C: Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. ZWR 105, 626 (1996).
299. Kern M, Douglas W H, Fechtig T, Strub J R, De Long R: Fracture strength of all-porcelain, resin- bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent 21, 117 (1993).
300. Rosentritt M, Leibrock A, Lang R, Behr M, Scharnagl P, Handel G: Regensburger Kausimulator. Apparatur zur Simulation des Kauorgans. Materialprüfung 39, 77 (1997).
301. Körber K H: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 19, 605 (1962).
302. Drummond J L: Ceramic behaviour under different environmental and loading conditions. In: Eliades T, Brantley W A, Watts D C (Hrsg.): Dental materials in vivo: aging and related phenomena. Quintessence Pub. Co., Chicago (2003).
303. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P: In- vitro- investigations on the fracture strength of all- ceramic posterior bridges of ZrO₂- ceramic. J Dent Res 80 (Spec Iss A), 57 (abstract 173) (2001).
304. Vult von Steyern P, Ebbeson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K: Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre- loading and thermocycling. J Oral Rehabil 33, 682 (2006).
305. Ritter J E, Vigedomine M, Breder K, Jakus K: Dynamic fatigue of indented soda-lime glass as a function of temperature. J Mater Sci 28, 2868 (1985).
306. Addison O, Fleming G J, Marquis P M: The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PVL) materials. Dent Mater 19, 291 (2003).
307. Kern M, Wegner S M: Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 14, 64 (1998).
308. Blatz M B, Sadan A, Martin J, Lang B: In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely- sintered high- purity zirconium- oxide ceramic after long- term storage and thermal cycling. J Prosthet Dent 91, 356 (2004).
309. Schwebke K: Untersuchungen zum Haftverbund dreier vollkeramischer Systeme. Inaug.- Diss., Med. Fak., Universität Berlin (2002).
310. Kuliš A: Verbundfestigkeiten verschiedener dentaler Zirkoniumdioxid- Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken. Inaug.- Diss., Med. Fak., Universität Freiburg (2006).

311. Crim G A: Effect of aging on microleakage restorative systems. *Amer J Dent* 6, 192 (1993).
312. Reid J S, Saunders W P, Chen Y Y: The effect of bonding agent and fissure sealant on microleakage of a composite resin restoration. *Quintessence Int* 22, 295 (1991).
313. Barclay C W: Thermocycling: an unrealistic technique for simulating clinical conditions? *J Dent Res* 77 (Spec Iss B), 901 (Abstract 2155) (1998).
314. Krejci I, Boretti R: Adhäsive Kronen und Brücken aus optimiertem Kompositkunststoff mit Faserverbundgerüst. *Quintessence* 49 (6), 631 (1998).
315. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Kleinmmayer S, Handel G: Fracture strength of tooth coloured posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 80 (Spec Iss A), 57 (Abstract 174) (2001).
316. Gröger G, Rosentritt M, Behr M, Handel G: Ceramic veneering of Au alloy and CAM zirconia ceramics. *J Dent Res* 82 (Spec Iss B), 194 (Abstract 1454) (2003).
317. Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler H: Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *J Dent Res* (Spec Iss A), 149 (Abstract 910) (2001).
318. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G: In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre- reinforced- composite versus all- ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 6, 55 (1998).
319. Drummond J L: In vitro aging of yttria stabilized zirconia. *J Am Ceram Soc* 72, 675 (1989).
320. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H: Vollkeramische Brücken aus DC- Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 435 (2005).
321. Sailer I, Luthy H, Feher A, Schumacher M, Schärer P, Hammerle C H F: 3- year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by direct ceramic machining (DCM). *J Dent Res* 82 (Spec Iss B), 21 (Abstract 74) (2003).
322. Bornemann G, Rinke S, Huels A: Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia- based fixed partial dentures – 18- month results. *J Dent Res* 82 (Spec Iss B), 117 (Abstract 842) (2003).
323. Fischer H, Gröbel J, Marx R: Fraktographische Schadensanalyse an Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 667 (2000).

324. Kelly J R: Clinical failure of dental ceramic structures: insights from combined fractography, in vitro testing and finite element analysis. *Ceram Trans* 48, 125 (1995).
325. Körber K H, Ludwig K: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31, 55 (1983).
326. Schwickerath H: Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 264 (1986).
327. Pröbster L: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? – Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW – Zahnärztliche Mitteilungen 92 (1), 29 (2002).
328. Steyern P V, Jönsson O, Nilner K: 5- Jahres- Evaluation dreigliedriger vollkeramischer (In-Ceram-) Seitenzahnbrücken. *Quintessenz* 53 (2), 149 (2002).
329. Grothen M, Pröbster L: The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspatic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 10, 169 (1997).
330. Wöstmann B, Hufnagel A: Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der Randschlussgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 272 (1997).
331. Roulet J F, Reich T, Blunk U, Noack M: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscope* 3, 147, (1989).
332. Chazot C, Rosentritt M, Behr M, Handel G: Influence of the impression taking on the marginal adaptation. *J Dent Res* 79, 266 (2000).
333. Krejci I, Lutz F: In- vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953 (1990).
334. Steinbrenner H, Eickholz P, Stähle H J: Zur Reproduzierbarkeit der qualitativen und quantitativen Randspaltanalyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 920 (1995).
335. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Regnet T, Handel G: Marginal adaptation of all-ceramic crowns using different luting cements. Tagungsbeitrag IADR/ AADM, San Diego 3/ 2002.
336. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Approach for the significance of laboratory simulation. *J Dent* (2008 accepted)
337. Rosentritt M, Behr M, van der Zel J M, Feilzer A J: Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* (2008 accepted).

8 Abbildungsverzeichnis

1. Kappert, H. F.: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. www.zm-online.de (2003)
2. Kappert, H. F.: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. www.zm-online.de (2003)
3. Thaller, C.: Vollkeramikkrone nach Bruchfestigkeitsprüfung
4. www.keramverband.de
5. www.zirkondioxid.de
6. www.zirkondioxid.de
7. www.keramverband.de
8. www.zirkondioxid.de
9. www.zirkondioxid.de
10. www.zm-online.de (2003)
11. www.zm-online.de (2003)
12. www.zirkondioxid.de
13. www.zirkondioxid.de
14. www.bego-medical.de
15. www.bego-medical.de
16. www.zirkondioxid.de
17. www.zirkondioxid.de
18. www.zirkondioxid.de
19. www.zirkondioxid.de
20. www.zirkondioxid.de
21. www.zirkondioxid.de
22. www.arcon-dentaltechnik.de
23. www.arcon-dentaltechnik.de
24. Regensburger Kausimulator
25. Rosentritt M: A Focus on Zirconia: an in- vitro Lifetimeprediction of Zirconia dental Restorations. Academisch Proefschrift Universität Amsterdam (2008).
26. REM- Darstellung von perfekter und nicht perfekter Zementfuge
27. Boxplott Bruchfestigkeit
28. Boxplott Variolink ZK
29. Boxplott Variolink ZZ
30. Boxplott Harvard ZK
31. Boxplott Harvard ZZ

9 Danksagung

Herrn Prof. Dr. G. Handel möchte ich für die zur Verfügung Stellung des zahntechnischen Labors zur Herstellung der wissenschaftlichen Unterlagen meiner Doktorarbeit sehr herzlich danken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Dipl. Ing. (FH) M. Rosentritt für die freundliche Überlassung des Themas, die Anleitung und Hilfe bei der praktischen Arbeit und der statistischen Auswertung der Ergebnisse, sowie für die sorgfältige Korrektur und die wertvollen Hinweise bei der Verfassung des Manuskripts.

Ebenfalls ein Dankeschön an Frau S. Schneider- Feyrer für die sorgfältige Einarbeitung und Unterstützung bei den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen.

Ganz besonderer Dank gilt dem Team aus dem Labor, Herrn ZTM P. Höpfl, Herrn ZTM M. Stemmer, sowie Frau S. Wacecha, und Frau S. Langer, die mich bei der Herstellung der Probenkörper den Versuchen und deren Auswertung tatkräftig unterstützt haben.

10 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Thaller
Vorname:	Christian
Geburtstag:	02.07.1975
Geburtsort:	Augsburg
Religion:	römisch katholisch
Vater:	Bertram Thaller, Architekt
Mutter:	Veronika Thaller, Handarbeits- und Hauswirtschaftslehrerin
Familienstand:	verheiratet

Schulbildung:

09/82 – 07/86	Besuch der Grundschule Maria- Stern in Augsburg
09/86 – 06/95	Besuch des Gymnasiums St. Stephan in Augsburg
06/95	Allgemeine Hochschulreife
10/95 – 10/96	Zivildienst in der Hessing- Klinik in Augsburg

Hochschulbildung:

10/96 – 07/99	Kontrabassstudium an der Hochschule für Musik in München
07/99	Prüfung zum staatl. geprüften Musiklehrer
03/99 – 03/01	Stipendiat an der Orchesterakademie der Münchner Philharmoniker
10/01 – 07/03	Kontrabassstudium an der Hochschule für Musik in Nürnberg
07/03	künstlerische Diplomprüfung im Fach Kontrabass
04/01	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Regensburg
03/02	Naturwissenschaftliche Vorprüfung an der Universität Regensburg
09/03	Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum) an der Universität Regensburg
02/06 – 06/06	Zahnärztliche Prüfung an der Universität Regensburg
07/06	Zahnärztliche Approbation

Berufstätigkeit:

09/06 – 09/07	Vorbereitungsassistent bei Dr. Volker Cziep in Gersthofen
10/07 – 06/08	Weiterbildungsassistent für KFO bei Klaus Büchler in Wetzlar
Seit 06/08	Weiterbildungsassistent für KFO bei Dr. Claus Durlak in Bayreuth Teilnahme am postgradualen Curriculum KFO der BLZK